



**Universidade de Aveiro**  
**2018/2019**

Departamento de  
Engenharia  
Mecânica

**João Carlos  
Fonseca Dias de  
Paula**

**Estudo da interface osso-cimento na  
artroplastia cimentada**





**Universidade de Aveiro**  
**2018/2019**

Departamento de  
Engenharia Mecânica

**João Carlos  
Fonseca Dias de  
Paula**

**Estudo da interface osso-cimento na  
artroplastia cimentada**

Tese apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre, realizada sob a orientação científica Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Esta dissertação teve o apoio dos projetos  
UID/EMS/00481/2019-FCT-Fundação para a Ciência e Tecnologia;  
POCI-01-0145-FEDER-032486 project, funded by FEDER, through  
COMPETE2020-Programa Operacional Competitividade e  
Internacionalização (POCI)



## **o júri**

presidente

**Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo**

Professor Auxiliar com Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

**Prof. Doutor José António de Oliveira Simões**

Professor Associado com Agregação da Escola Superior de Artes e Design de Matosinhos

**Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos**

Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro



## **agradecimentos**

À minha família, pelo apoio, paciência e amor incondicional ao longo de todas as etapas da minha vida. Especialmente aos meus pais por me motivarem e aconselharem nesta fase final do curso. À minha namorada por toda a paciência, ajuda e carinho. Sem vocês não teria sido possível chegar tão longe.

Um muito obrigado ao meu orientador, Professor Doutor António Ramos, por toda a ajuda, disponibilidade e paciência ao longo de todo o processo.

Um agradecimento ao Engenheiro António Festas, ao Nuno Almeida e ao Ricardo Beja que gentilmente me ajudaram com as diversas etapas deste trabalho.

Um enorme obrigado a todos os meus amigos, por estarem ao meu lado não só nos bons, mas também, nos maus momentos e por todos os momentos inesquecíveis que vivemos juntos.





**palavras-chave**

Artroplastia cimentada; Interface cimento-osso; densidade óssea; interface haste cimento

**resumo**

Atualmente, a interface cimento-osso é um dos assuntos com mais investigação na área da biomecânica. Apesar de existirem alguns estudos, pouco se sabe ainda sobre os fenómenos que acontecem a nível microscópico. Estudos experimentais e numéricos feitos anteriormente verificaram que é nesta interface que ocorrem as maiores deformações quando sujeitas a forças de compressão e tração. Assim, este estudo teve como objetivo estudar o comportamento da interface osso-cimento, numérica e experimentalmente, quando sujeita a ensaios equivalentes aos esforços que atuam a nível da anca. De forma a avaliar a influência da densidade de osso esponjoso e dos diferentes níveis de penetração de cimento no osso, foram desenvolvidos modelos numéricos e experimentais de forma a realizar os ensaios. Verificou-se experimentalmente que quanto maior é a densidade do osso, maior é a resistência da interface cimento-osso, ou seja, a resistência desta interface é dependente do osso e não do cimento. Numericamente conclui-se que para penetrações de cimentos mais elevadas, menores são as tensões e as deformações na interface. Por último, realizaram-se micro-Cts a duas das amostras resultantes dos ensaios de forma a calcular o volume de osso esponjoso removido durante os ensaios de tração e os níveis de penetração, no entanto este último objetivo não foi atingido.



**keywords**

Cemented arthroplasty; cement-bone interface; bone density; stem-cement interface

**abstract**

Currently, the cement-bone interface is one of the most studied domains in the area of biomechanics. Even though some studies have been conducted regarding the subject, information about the phenomena that occur at a microscopic level is still scarce. Previous experimental and numerical studies concluded that this interface is the one in which the most relevant deformations occur when subjected to compression and traction forces. Thus, the present study aimed to understand the behaviour of the cement-bone interface, both numerically and experimentally, when subjected to tests that mimic the forces that have an impact on the hip. To assess the influence of density of trabecular bone and of different levels of cement penetration on the bone, numerical and experimental models were developed in order to perform the tests. Experimentally, the results demonstrated that the resistance between the cement-bone interface is proportional to the bone density, meaning the resistance is greater with higher densities. Therefore, the interface depends on the bone and not on the cement when applying the same force. Numerically, the results indicate that for deeper cement penetration, lower are the tensions and deformations displayed, whilst using the same force. Lastly, micro-CTs were performed in two of the samples that resulted from the tests, in order to find the volume of trabecular bone removed during the tests of traction and the levels of penetration, even though the latest was not achieved.



# Conteúdo

## Conteúdo

### Lista de Figuras

<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Objetivos	1
1.2 Organização	1
<b>2 Esqueleto humano e composição do osso</b>	<b>3</b>
2.1 Esqueleto humano	3
2.2 Osso cortical	6
2.3 Osso esponjoso	8
2.4 Perda de massa óssea	10
<b>3 Artroplastia</b>	<b>13</b>
3.1 Introdução	13
3.2 Patologias	14
3.2.1 Cirurgia de revisão	15
3.3 Artroplastia cimentada	16
3.3.1 Métodos de mistura do cimento	18
3.3.2 Novos cimentos	18
3.4 Interface osso-cimento	20
3.5 Artroplastia cimentada vs Artroplastia não cimentada	21
3.6 Cimento ósseo Palamed	22
<b>4 Modelos numéricos</b>	<b>25</b>
4.1 Geração dos modelos CAD	25
4.1.1 Propriedades e condições fronteira	26
4.2 Estudo de convergência de malha	27
4.3 Resultados	28
4.3.1 Osso com densidade A	28
4.3.2 Osso com densidade B	30

4.3.3 Osso com densidade C	31
4.3.4 Interface haste-cimento	33
4.3.5 Interface <i>layer</i> -osso esponjoso	35
4.3.6 Comparação das tensões principais máximas e mínimas nas 3 interfaces em cada densidade ósea	37
4.3.7 Ensaios numéricos com forças de valor próximo das dos ensaios experimentais	39
<b>5 Ensaios experimentais</b>	<b>43</b>
5.1 Introdução	43
5.2 Materiais e peças maquinadas	43
5.2.1 Osso esponjoso	43
5.2.2 Osso cortical	44
5.2.3 Desenvolvimento do sistema de ensaios	44
5.3 Preparação das amostras	45
5.3.1 Cimentação das hastes	45
5.3.2 Colagem do osso esponjoso ao cortical	46
5.4 Resultados experimentais	47
5.4.1 Densidade para a densidade menor	48
5.4.2 Resultados para a densidade média	49
5.4.3 Resultados para a densidade mais elevada	51
5.5 Análise de penetração de cimento e volume de osso removido	54
<b>6 Validação do modelo numérico</b>	<b>57</b>
<b>7 Discussão</b>	<b>59</b>
<b>8 Conclusões</b>	<b>61</b>
<b>9 Trabalhos futuros</b>	<b>63</b>
<b>Referências</b>	

# Lista de Figuras

2.1 Esqueleto axial e apendicular (1) .....	3
2.2 a) Osteoblastos e osteócitos (6) b) Osteoclastos e osteoblastos (7) .....	5
2.3 Osteoblasto, osteócito e substância osteoide (8) .....	5
2.4 Canal de <i>Havers</i> e canal de <i>Volkman</i> (9).....	6
2.5 <i>Woven bone</i> (10) .....	7
2.6 Osso plexiforme (13) .....	7
2.7 Representação de um <i>osteon</i> (adaptado de (15)) .....	
2.8 a) Fibras de colagénio (16) b) Lamelas circunferenciais (17) .....	8
2.9 Estrutura do osso esponjoso (adaptado de (18)) .....	9
2.10 Massa óssea ao longo da vida (adaptado de (22)) .....	11
3.1 Projeções para o número de artroplastias à anca e ao joelho até 2030, nos EUA (adaptado de (27)) .....	13
3.2 Número de artroplastias totais à anca desde 1999 a 2012 na Suécia (adaptado de (28)) .....	14
3.3 Diagnóstico para a artroplastia da anca nos EUA (2012-2015) (adaptado de (31)) .....	15
3.4 Distribuição de idades das artroplastias ao joelho realizadas nos EUA entre 2012 e 2015 (adaptado de (31)) .....	15
3.5 Disposição dos materiais numa artroplastia cimentada (adaptado de (46)) .....	17
3.6 Setting time de vários cimentos de sulfato de cálcio (adaptado de (51)) .....	18
3.7 Resultados obtidos usando amostras com PBS e SF adicionados (adaptado de (54)) .....	19
3.8 Resultados obtidos para as diferentes amostras (adaptado de (55)) .....	19
3.9 Prótese não cimentada (65) .....	21
3.10 a) Prótese cimentada (adaptado de (66)) b) Prótese híbrida ou press-fit (adaptado de (67)) ..	22
3.11 Viscosidade aparente de vários cimentos em função do tempo de mistura (adaptado de 70)) .....	23
4.1 Identificação dos componentes e das interfaces .....	25
4.2 Aplicação de força e fixação do modelo .....	27
4.3 Análise de convergência de malha .....	28
4.4 Distribuição das tensões máximas na interface cimento-layer para a densidade A .....	29
4.5 Distribuição das tensões mínimas na interface cimento-layer para a densidade A .....	29

4.6 a) Deformações equivalentes para o osso de densidade A com uma <i>layer</i> de 1mm b) Deformações equivalentes para o osso de densidade A com uma <i>layer</i> de 4mm .....	30
4.7 Distribuição das tensões principais máximas na interface cimento-layer para a densidade B.....	30
4.8 a) Deformações equivalentes para o osso de densidade B com uma <i>layer</i> de 1mm b) Deformações equivalentes para o osso de densidade B com uma <i>layer</i> de 4mm .....	31
4.9 Distribuição das tensões principais máximas na interface cimento-layer para a densidade C ..	32
4.10 a) Deformações equivalentes para o osso de densidade C com uma <i>layer</i> de 1mm b) Deformações equivalentes para o osso de densidade C com uma <i>layer</i> de 4mm .....	32
4.11 Distribuição de tensões principais máximas na estrutura .....	33
4.12 Distribuições de tensões principais máximas para as 3 densidades na interface haste-cimento para uma penetração de 1mm .....	34
4.13 Distribuições de tensões principais mínimas para as 3 densidades na interface haste-cimento para uma penetração de 1mm .....	34
4.14 Micromovimentos na interface haste-cimento para as 3 densidades ósseas .....	35
4.15 Tensões principais máximas na interface layer-osso para as 3 densidades com uma penetração de cimento de 1mm .....	36
4.16 Tensões principais mínimas na interface layer-osso para as 3 densidades com uma penetração de cimento de 1mm .....	36
4.17 a) Distribuições de tensões principais máximas nas 3 interfaces para a densidade A com uma penetração de 1mm b) Distribuições de tensões principais máximas nas 3 interfaces para a densidade B com uma penetração de 1mm .....	37
4.18 Distribuições de tensões principais máximas nas 3 interfaces para a densidade C com uma penetração de 1mm .....	38
4.19 a) Distribuições de tensões principais mínimas nas 3 interfaces para a densidade A com uma penetração de 1mm b) Distribuições de tensões principais mínimas nas 3 interfaces para a densidade B com uma penetração de 1mm .....	38
4.20 Distribuições de tensões principais mínimas nas 3 interfaces para a densidade C com uma penetração de 1mm .....	39
4.21 a) Tensões principais máximas para a densidade A com uma penetração de cimento de 4mm e com uma força aplicada de 750N b) Tensões principais máximas para a densidade B com uma penetração de cimento de 4mm e com uma força aplicada de 1750N .....	40
4.22 Tensões principais máximas para a densidade C com uma penetração de cimento de 4mm e com uma força aplicada de 2400N .....	40
4.23 a) Tensões principais mínimas para a densidade A com uma penetração de cimento de 4mm e com uma força aplicada de 750N b) Tensões principais mínimas para a densidade B com uma penetração de cimento de 4mm e com uma força aplicada de 1750N .....	41



4.24 Tensões principais mínimas para a densidade C com uma penetração de cimento de 4mm e com uma força aplicada de 2400N .....	41
4.25 a) Deformações equivalentes para a densidade A com uma força aplicada de 750N e uma penetração de cimento de 4mm b) Deformações equivalentes para a densidade B com uma força aplicada de 1750N e uma penetração de cimento de 4mm .....	42
4.26 Deformações equivalentes para a densidade C com uma força aplicada de 2400N e uma penetração de cimento de 4mm .....	42
5.1 Exemplo das espumas usadas nos ensaios experimentais (76) .....	43
5.2 Material usado para o osso cortical (76) .....	41
5.3 Modelo CAD do sistema de ensaios .....	45
5.4 Identificação das peças dos ensaios experimentais .....	45
5.5 a) Antes da cimentação das hastes b) Após a cimentação das hastes .....	46
5.6 Amostra preparada .....	47
5.7 Ensaio experimental .....	47
5.12 a) Amostra resultante do primeiro ensaio b) Amostra resultante do segundo ensaio c) Amostra resultante do terceiro ensaio d) Amostra resultante do quarto ensaio .....	48
5.13 Gráfico Força-Deslocamento para os 4 ensaios de densidade mais baixa .....	49
5.14 a) Amostra resultante do primeiro ensaio b) Amostra resultante do segundo ensaio c) Osso esponjoso e cortical após o terceiro ensaio d) Amostra resultante do quarto ensaio .....	49
5.15 Gráfico Força-Deslocamento para os 4 ensaios de densidade média .....	50
5.16 a) Amostra resultante do primeiro ensaio b) Amostra resultante do segundo ensaio c) Osso esponjoso e cortical após o terceiro ensaio d) Amostra resultante do quarto ensaio .....	51
5.17 Gráfico Força-Deslocamento para os 4 ensaios de densidade mais elevada .....	52
5.18 a) Base da amostra resultante do terceiro ensaio b) Base da amostra resultante do quarto ensaio .....	52
5.19 Curvas Força-Tempo de um ensaio de cada densidade .....	54
5.20 Micro-CT da amostra de menor densidade .....	55
6.1 a) Gráfico obtido para uma força crescente até 500N b) Gráfico obtido para uma força crescente até 750N .....	57
6.2 a) Gráfico deslocamento-tempo obtido do ensaio experimental até aos 1000N b) Gráfico deslocamento-tempo obtido do ensaio experimental até aos 1500N .....	58



# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Objetivos

Com a realização desta dissertação tem-se como objetivo estudar o comportamento da interface osso-cimento, de uma forma o mais real possível, imitar os fenômenos que podem ocorrer em situações de sobrecarga de forças de tração após uma artroplastia cimentada da anca.

Numa primeira fase, recorreu-se a modelos numéricos através do método de elementos finitos, de forma a obter uma melhor noção dos resultados que poderiam ser obtidos durante os ensaios práticos. Uma das variáveis usadas nos modelos numéricos e que não pôde ser controlada nos ensaios práticos foi a penetração de cimento no osso esponjoso. O objetivo era saber qual a influência da camada de cimento que penetrou no osso e a densidade do mesmo na distribuição das tensões principais máximas e mínimas e deformações na interface. Para isso foram criadas *layers* de espessura variável, entre o cimento e o osso esponjoso, que corresponde à zona interdigitada de cimento e osso.

Numa segunda fase, os modelos de estudo foram experimentais com materiais sintéticos. Foram maquinados diferentes modelos de forma a replicarem as diferentes condições de ensaio. Foram usadas 3 espumas com propriedades mecânicas diferentes, de forma a estudar a influência da densidade na rotura da interface com aplicação do mesmo cimento. Após a realização dos ensaios, um dos objetivos do trabalho era determinar a penetração do cimento e que volume de osso esponjoso tinha sido removido durante o ensaio de tração. Para isso foram feitos micro-Cts a 2 amostras resultantes dos ensaios com as espumas de menor e média densidade. Não foi possível realizar um micro-CT à espuma mais densa porque a tensão de rotura da interface foi muito elevada.

### 1.2 Organização

Esta dissertação está dividida em 9 capítulos. No primeiro capítulo, foi apresentada uma pequena introdução ao trabalho, fazendo um enquadramento do tema e dos desafios desta dissertação. Foram indicados os objetivos do trabalho e, de forma resumida, foi explicada como a dissertação está estruturada.

No segundo capítulo, aborda-se a anatomia do corpo humano, dando ênfase ao esqueleto e referindo os diferentes tipos de ossos do esqueleto humano. São, também, referenciados diferentes problemas que levam à degradação do osso e consequente perda de densidade deste, o que pode levar a problemas de mobilidade.

O terceiro capítulo serve para abordar a artroplastia cimentada, fazendo algumas comparações com a artroplastia não cimentada desde a taxa de sucesso até à facilidade de aplicação ou problemas resultantes de ambas as cirurgias.

O quarto capítulo é dedicado à análise numérica da distribuição de tensões e deformações na interface cimento-*layer*, tendo em conta as diferentes propriedades do osso e da camada de cimento que penetra no osso após a colocação da prótese. Por conveniência foi também estudado o comportamento das interfaces haste-cimento e *layer*-osso.

No quinto capítulo, pode-se encontrar toda a informação sobre como foram realizados os ensaios experimentais, desde os materiais usados, preparação das amostras, amostras resultantes, resultados obtidos e discussão destes.

No sexto capítulo é averiguada a validação dos modelos numéricos, fazendo uma comparação entre os resultados obtidos num dos ensaios experimentais e os resultados obtidos em duas simulações não lineares dinâmicas.

No sétimo capítulo, é feita uma análise e comparação dos resultados numéricos e experimentais, se há ou não uma semelhança de resultados e se estes vão ao encontro do que era esperado, tendo em conta trabalhos de investigação anteriormente realizados.

No oitavo capítulo, são feitas as conclusões finais enquanto que o nono se destina a apresentar sugestões para possíveis melhoramentos e trabalhos futuros.

## Capítulo 2

# Esqueleto humano e composição do osso

### 2.1 Esqueleto humano

Um corpo humano adulto é formado por um esqueleto composto por 206 ossos. Este é responsável por diversas funções, tais como a sustentação do corpo ou servir de apoio aos músculos, permitir a locomoção e contribuir para a proteção de órgãos vitais. Certos ossos protegem órgãos internos importantes, tal como o crânio, que protege o cérebro. Os ossos são, também, responsáveis pelo metabolismo do cálcio e a medula óssea é responsável pela formação das células do sangue.

O esqueleto pode ser dividido em duas partes: o esqueleto axial e o esqueleto apendicular. O esqueleto axial é o conjunto de ossos que pertencem à parte central do corpo humano, enquanto que o esqueleto apendicular é o conjunto de ossos que se junta ao esqueleto axial, como os que pertencem aos braços, pernas ou mãos.

Na figura 2.1, a azul está representado o esqueleto axial e a laranja o esqueleto apendicular.



**Figura 2.1 – Esqueleto axial e apendicular (1)**

Em relação à forma, existem três tipos principais de ossos:

- Ossos longos: apresentam maior comprimento que largura e espessura. Têm uma geometria curva, garantindo maior resistência no esforço mecânico do peso do corpo. Os ossos longos têm uma cavidade medular, que é revestida pela diáfise, formada maioritariamente por osso

cortical espesso. A epífise é composta maioritariamente por osso esponjoso e uma camada fina de osso cortical (2).

-Ossos planos, laminares ou chatos: Apresentam comprimentos e larguras de dimensões semelhantes e maiores que a espessura. Por norma, servem de proteção para órgãos internos importantes, tais como os ossos do crânio (frontal, occipital) ou as omoplatas (2) (3).

-Ossos curtos: apresentam uma forma cuboide, com as três dimensões principais de valores semelhantes. Existem, apenas, dois exemplos deste tipo no esqueleto humano, sendo eles os ossos carpais e tarsais (3).

Tal como noutros tecidos do corpo humano, o osso é também composto por células e fibras, no entanto os seus componentes extracelulares estão calcificados, tornando-os numa substância dura, dificilmente deformável, que suporta e protege o resto do corpo. Tal como foi dito anteriormente, para além da sua função mecânica, tem também um papel importante no processo metabólico do corpo, armazenando e regulando a concentração de cálcio e magnésio no sangue. As cavidades intramedulares são preenchidas com medula óssea, sendo esta a principal responsável pela produção de glóbulos vermelhos.

O osso é constituído por 33% de matéria orgânica sendo os restantes 67% por matéria inorgânica. É rico em cálcio e fósforo, formando minerais essenciais como a hidroxiapatite (4).

É possível distinguir três tipos de células especializadas no osso com uma atividade diferente: os osteoblastos, os osteócitos e os osteoclastos.

-Os osteoblastos são células com um núcleo de grandes dimensões, apresentando, na sua constituição, finos prolongamentos. A sua principal função consiste em produzir a substância onde os minerais vão sendo depositados, denominada de osteoide. Tem a capacidade de reparar o tecido ósseo e originar a formação de novo (5).

-Os osteócitos são células mais pequenas, que, na realidade, correspondem a osteoblastos mais antigos que, entretanto, diminuíram ou cessaram a sua atividade. Embora estas células se encontrem no interior da substância osteoide por elas produzida, podem ser ativadas, se houver necessidade disso, assumindo, de novo, o papel de osteoblastos. O número de osteócitos existentes depende da rapidez com que é feita a formação de osso. Quanto mais rápida for a formação de osso, maior será a quantidade de osteócitos no interior (5).

-Os osteoclastos são células compostas por vários núcleos, de maiores dimensões, cujo citoplasma é rico em organelos celulares. A missão dos osteoclastos consiste em destruir e reabsorver o osso que se vai deteriorando com o decorrer do tempo, tendo uma participação importante na renovação óssea. Para além disso, tem um papel importante na libertação de fatores de crescimento do tipo polipeptídico, o que contribui, também, para o crescimento de novo osso (4) (5).

-Substância osteoide é formada por colagénio e por um material amorfo, que é praticamente composto por mucopolissacáridos. Estes elementos produzidos por osteoblastos, constituem uma espécie de pequenas lâminas que ao adotarem uma determinada posição permitem a formação de unidades funcionais do osso (5).

Nas figuras 2.2 e 2.3 são apresentadas imagens onde se faz a distinção dos componentes em cima referidos.

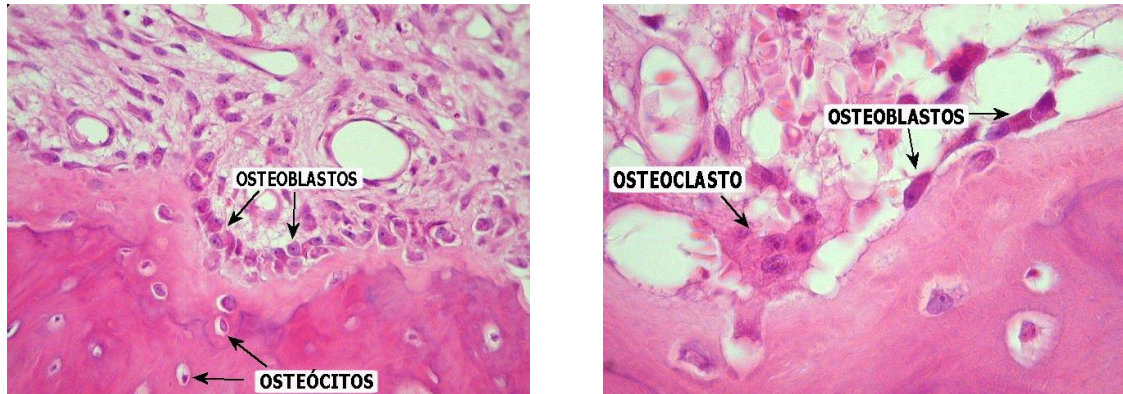


Figura 2.2 – a) Osteoblastos e osteócitos (6) b) Osteoclastos e osteoblastos (7)



Figura 2.3 – Osteoblasto, osteoclasto e substância osteoide (8)

Apesar do osso ser praticamente constituído por minerais como o cálcio e o fósforo, é também composto por magnésio, flúor e zinco. O cálcio e o fósforo estabelecem uma ligação de modo a criar cristais de forma hexagonal, conhecidos como hidroxiapatite, que, ao serem depositados na substância orgânica do osso, atribuem a sua rigidez característica. A substância osteoide, referida anteriormente, é disposta de modo a formar uma série de pequenas lâminas concêntricas à volta de um canal central, que é atravessado por um vaso sanguíneo. O conjunto formado por estas camadas concêntricas de osso, o respetivo canal e o vaso sanguíneo que percorre cada canal é conhecido como sistemas de *Havers* (5).

Os canais de *Volkman* são canais perpendiculares aos canais de *Havers*. Estes dois tipos de canais formam os sistemas de *Havers*. Os canais de *Volkman*, ao contrário dos de *Havers*, não apresentam lamelas concêntricas (3).

Na figura 2.4 pode-se ver a disposição dos canais de *Havers* e *Volkman* no osso.

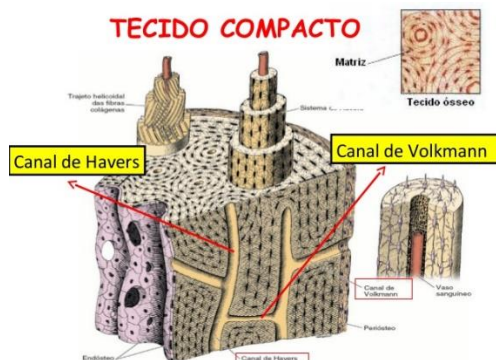


Figura 2.4 – Canal de *Havers* e canal de *Volkman* (9)

## 2.2 Osso cortical

Macroscopicamente, o osso é composto por dois tipos de tecidos ósseos: osso cortical e o osso trabecular.

O osso cortical é formado por lâminas ósseas e muito próximas entre si, criando uma substância dura e compacta que confere uma elevada resistência ao osso. Este tipo de osso é responsável pela formação de uma camada exterior de espessura variável, que, por sua vez, é revestida por uma membrana resistente denominada periósteo (5).

Na tabela 2.1 é apresentada os diferentes níveis da composição do osso e as respectivas dimensões.

Tabela 2.1 – Níveis hierárquicos na composição do osso cortical (adaptado de (10))

Nível	Tipo de estrutura	Dimensões
0	Material sólido	$>3000\mu m$
1	<i>Osteons</i> secundários <i>Osteons</i> primários Plexiforme <i>Woven bone</i>	$100 - 300\mu m$
2	Lamelas Lacunas <i>Cement lines</i> <i>Canaliculi</i>	$3-20\mu m$
3	Compósito de colagénio-mineral	$0,06-0,6\mu m$



*Woven bone* é a forma mais desorganizada do osso. É caracterizado por uma organização aleatória das fibras de colagénio e as suas ligações são mecanicamente fracas (11).

O termo *Canaliculi* é o nome dado a pequenas passagens na estrutura óssea (12).

A designação de osso plexiforme deve-se à sua estrutura tipo tijolo – “sanduíche” de osso lamelar e de *woven bone*.

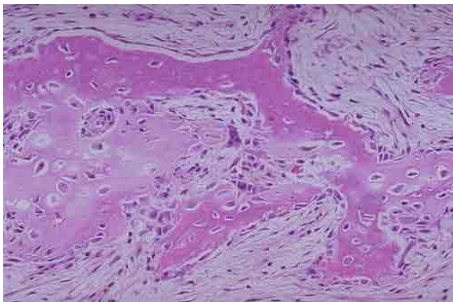


Figura 2.5 – *Woven bone* (10)

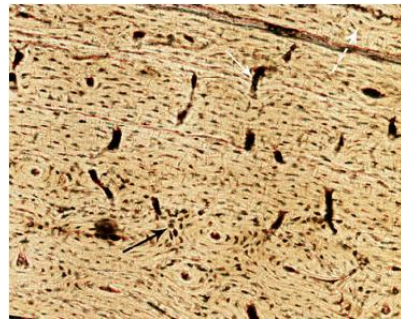


Figura 2.6 – Osso plexiforme (13)

Também conhecido por sistema de *Havers*, os *osteons* são a unidade fundamental do osso cortical e estão presentes na maior parte dos ossos dos mamíferos (14).

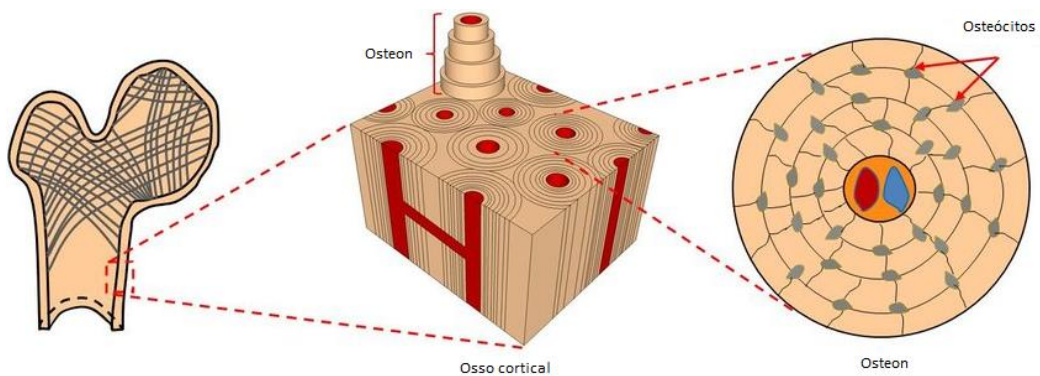
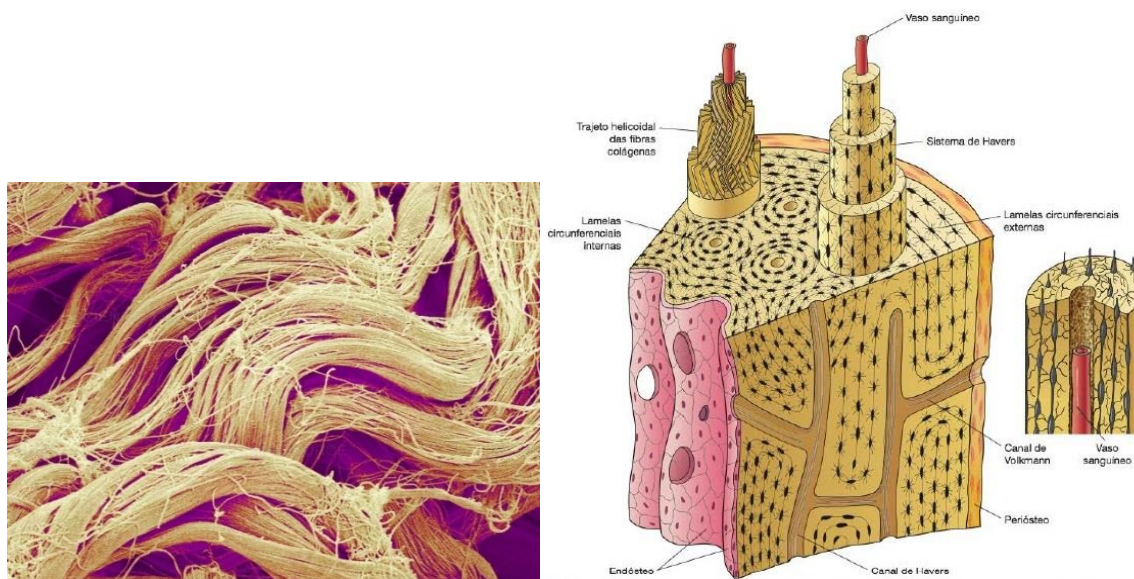


Figura 2.7 – Representação de um *osteon* (adaptado de (15))

O osso lamelar é constituído por várias camadas de fibras de colagénio com uma espessura compreendida entre os 4 e 7  $\mu\text{m}$ . Este tipo de tecido existe em ossos longos e na parte cortical do osso alveolar (4).



**Figura 2.8 – a) Fibras de colagénio (16) b) Lamelas circunferenciais (17)**

O osso lamelar pode dividido em 3 categorias: circunferenciais, concêntricas e intersticiais.

As lamelas circunferenciais encontram-se na parede externa do osso adulto.

As lamelas intersticiais encontram-se nos espaços existentes entre as lamelas concêntricas e não são mais que pequenos pedaços soltos destas (4).

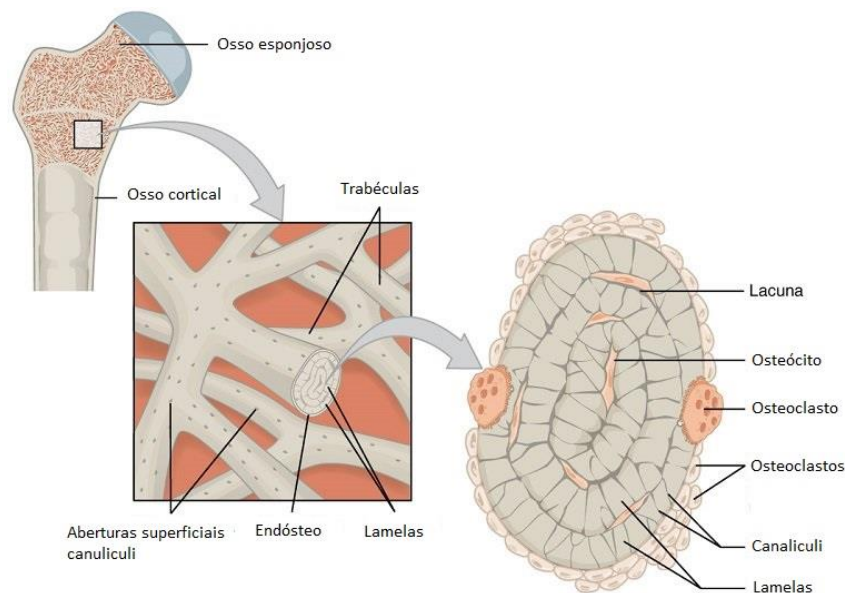
O osso não lamelar ou osso fibroso é constituído por fibras de colagénio de maiores dimensões. Encontram-se, maioritariamente, em locais onde existem ligamentos, criando uma ligação forte entre o osso e os ligamentos (4).

## 2.3 Osso esponjoso

O osso trabecular tem uma densidade menor que o osso cortical, já que é formado por lâminas ósseas dispostas aleatoriamente, deixando espaços livres entre si, que são ocupados pela medula óssea encarregue de produzir as células sanguíneas. Tem um aspeto poroso semelhante ao de uma esponja. No entanto, em algumas zonas do osso, tal como na cabeça do fémur, as trabéculas adotam uma disposição específica que é determinada pela força de tração a que o osso se encontra submetido, conferindo-lhe uma maior resistência. Este tipo de osso pode ser encontrado em ossos achatados, ossos curtos e, também, nas epífises e metáfises dos ossos longos (5).

**Tabela 2.2 – Comparação entre as propriedades do osso cortical e esponjoso (10)**

<b>Característica</b>	<b>Osso cortical</b>	<b>Osso trabecular</b>
<b>Fração volúmica</b>	0,95	0,20
<b>Superfície/volume de osso (mm<sup>2</sup>/mm<sup>3</sup>)</b>	2,5	20
<b>Volume total osso (mm<sup>3</sup>)</b>	1,4x10 <sup>6</sup> (80%)	0,35x10 <sup>6</sup> (20%)
<b>Superfície interna total (mm<sup>2</sup>)</b>	3,5x10 <sup>6</sup> (33%)	7,0x10 <sup>6</sup> (67%)



**Figura 2.9 – Estrutura do osso esponjoso (adaptado de (18))**

Na remodelação óssea, a reabsorção óssea é mais rápida que o processo de deposição. Nos humanos, o processo de deposição pode demorar cerca de 3 meses, num total de cerca de 4 meses. Segue-se, depois, um processo de mineralização com uma duração de cerca de 6 meses.

A maior taxa de remodelação em crianças torna o osso delas menos mineralizado, resultando num módulo de elasticidade mais baixo, possibilitando que, para uma mesma carga, haja maiores deformações do que numa pessoa adulta (10).

## 2.4 Perda de massa óssea

Também o osso, à medida que um ser humano vai envelhecendo, vai perdendo qualidade. A osteoporose é uma doença que afeta os ossos, que causa a diminuição da massa óssea devido ao desarranjo da microarquitetura do tecido ósseo. A resistência do osso fica comprometida, aumentando o risco da ocorrência de fraturas. É uma doença com maior prevalência em pessoas com mais idade. Com o aumento mundial da esperança média de vida, a diminuição da taxa de mortalidade e de natalidade, a população torna-se, cada vez mais, envelhecida. Em 1990, registava-se que 9.3% da população mundial tinha uma idade superior a 65 anos. Em 2013, esse valor passou para os 11.7%, registando-se 841 milhões de idosos nesse ano. Em 2050, prevê-se que esse valor chegue aos 21%, contabilizando 2 biliões de idosos. Em Portugal, segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), estima-se que a osteoporose afete 11% das mulheres e 2% dos homens. No entanto, 50% das mulheres e 32% dos homens são afetados pela osteopenia. A osteopenia é o nome dado a uma fase inicial de osteoporose, que se caracteriza por um desequilíbrio entre as células de absorção e de regeneração (19).

A osteoporose, além de ser um problema de saúde pública, é também um problema económico a nível mundial. Por ano, na Europa, estima-se que sejam despendidos 30 biliões de euros em fraturas osteoporóticas e, nos Estados Unidos, cerca de 17 biliões de dólares, estimando-se que, em 2040, esse valor atinja os 50 biliões de dólares (19).

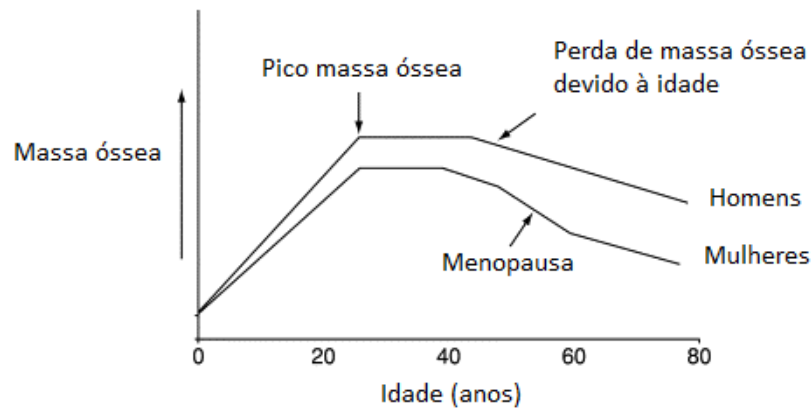
Em condições normais de atividade óssea, existe um equilíbrio nas atividades do organismo. Este fenómeno é conhecido como homeostasia, criando um equilíbrio entre a produção e a reabsorção de osso, resultando numa estrutura óssea estável. A taxa de produção óssea nos jovens é maior que a de reabsorção, enquanto que nas pessoas mais idosas acontece o oposto. Pode-se, então, dizer que a idade constitui um fator de risco para o desenvolvimento de osteoporose e comprometimento das estruturas ósseas. Esta diminuição de densidade mineral óssea verifica-se ser mais acentuada no sexo feminino (19). É entre os 20 e os 30 anos que é atingido o pico de densidade óssea, conhecido como capital ósseo e vai diminuindo continuamente. No entanto, após a menopausa, as mulheres têm uma queda acentuada na densidade óssea (20).

Cada vez mais, se observa que os estrogénios têm influência na produção de várias citocinas envolvidas no processo de destruição do osso. A cessação ovárica está associada a alterações hormonais que interferem na homeostasia do osso. Existe um aumento de 90% da atividade osteoclástica, responsável pela reabsorção óssea, enquanto que existe apenas um aumento de 45% na produção de novo osso. Esta subida na produção óssea é uma reação natural do corpo que liberta fatores locais em resposta à elevada taxa de absorção, contudo insuficiente para equilibrar. Embora a osteoporose seja mais frequente nas mulheres, também nos homens idosos há uma perda da matriz óssea, embora metade da das mulheres, estando sujeitos a fraturas no osso (19). Entre os 65 e os 70, os homens perdem massa óssea à mesma velocidade que as mulheres (21).

Tal como na menopausa, no sexo masculino, a andropausa está associada a uma diminuição da densidade mineral óssea e também à perda de massa muscular que se inicia por volta dos 40 anos, embora não um decréscimo tão acentuado como no sexo feminino.

Ao longo da vida, existe uma queda dos níveis de estrogénio e de testosterona biodisponíveis a rondar os 47% e 64%, respetivamente (19). Indiretamente, a saúde óssea é também afetada pelo quotidiano das pessoas, sendo os principais fatores de risco os maus hábitos alimentares, tabagismo e consumo de álcool. O aparecimento de problemas ósseos devido a estes fatores é conhecido como osteoporose secundária.

Na figura 2.10 é apresentado um gráfico com os níveis de massa óssea ao longo da vida.



**Figura 2.10 - Massa óssea ao longo da vida (adaptado de (22))**



## Capítulo 3

# Artroplastia

### 3.1 Introdução

A artroplastia é uma intervenção cirúrgica que substitui as zonas articulares com defeito por materiais biocompatíveis, de modo a restabelecer as funções mecânicas das articulações e o bem-estar do paciente. É uma cirurgia realizada em quase todas as articulações com uma maior taxa de sucesso na articulação da anca e joelho (23).

Estes tipos de cirurgias começaram na década de 1960 com John Charnley a desenvolver os primeiros conceitos de biomecânica, modelos de implantes, materiais biocompatíveis e métodos de fixação das próteses (24). Apesar de hoje em dia ser uma cirurgia segura e com uma taxa de sucesso elevada, existem sempre possíveis complicações, tais como infeção, necrose óssea ou coágulos (25). A taxa de mortalidade é menos de 1%, sendo que a maioria dos pacientes que acaba por não sobreviver à cirurgia é composta por pessoas com idade avançada ou com graves condições médicas (26). Os materiais mais usados nas próteses são ligas de crómio-cobalto para as hastes, e o polietileno para as componentes acetabulares (23).

Em 2030, a *American Academy of Orthopedic Surgeons*, projeta que se realizem cerca de 500000 artroplastias ao joelho e cerca de 250000 à anca, nos Estados Unidos da América.

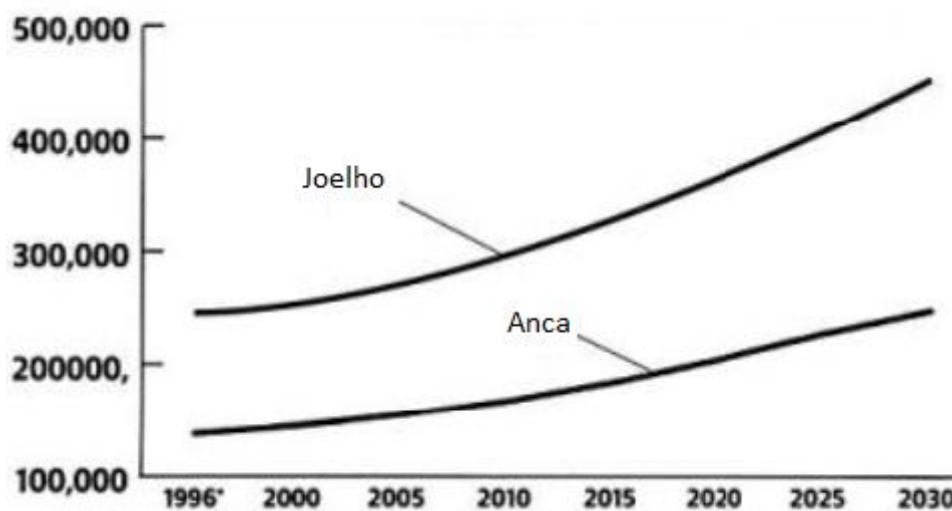
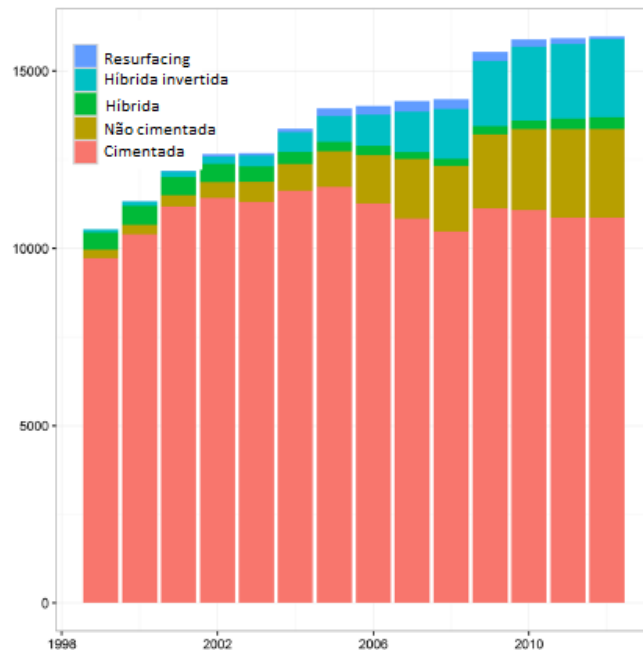


Figura 3.1 - Projeções para o número de artroplastias à anca e ao joelho até 2030, nos EUA (adaptado de (27))

Na figura 3.2 é apresentada um gráfico com o número de artroplastias totais à anca realizadas na Suécia entre os anos 1999 e 2012.



**Figura 3.2 - Número de artroplastias totais à anca desde 1999 a 2012 na Suécia (adaptado de (28))**

## 3.2 Patologias

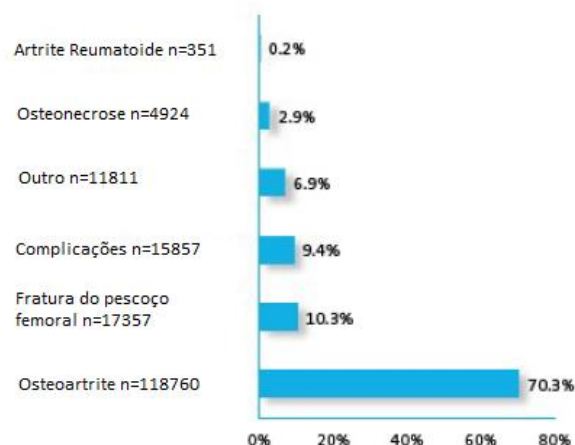
Existem várias doenças associadas ao enfraquecimento dos ossos e das articulações, originando dor, inchaços e consequente imobilização. A artrite reumatoide, a osteonecrose e a osteoartrite são 3 exemplos dessas doenças.

A artrite reumatoide é uma doença inflamatória autoimune, ou seja, as defesas do paciente atacam os próprios tecidos. Esta doença está relacionada com a destruição da cartilagem e das estruturas articulares, levando à erosão óssea, podendo levar a deformidades se não for tratado atempadamente (29) (30). Estima-se que esta doença afete entre 0.5 a 1% da população adulta mundial (31). As causas desta doença permanecem desconhecidas e apesar de já haverem possíveis agentes patogénicos causadores, não existem provas para o comprovar (32).

A osteonecrose ou necrose avascular é também uma das principais doenças que podem levar à necessidade de artroplastias. Esta doença causa a destruição do tecido ósseo devido à deficiente distribuição sanguínea dos ossos. Este enfraquecimento ósseo provoca fraturas no osso esponjoso que, quando não reparadas, leva a necrose do osso (33) (34).

A osteoartrite é uma doença degenerativa que origina elevadas tensões nas articulações que causam alterações nas cartilagens (35) (36). Esta doença aparece maioritariamente nas mãos, joelhos e na anca e é a maior causa das artroplastias totais do joelho e anca (35).





**Figura 3.3 - Diagnóstico para artroplastia da anca nos EUA (2012-2015) (adaptado de (31))**

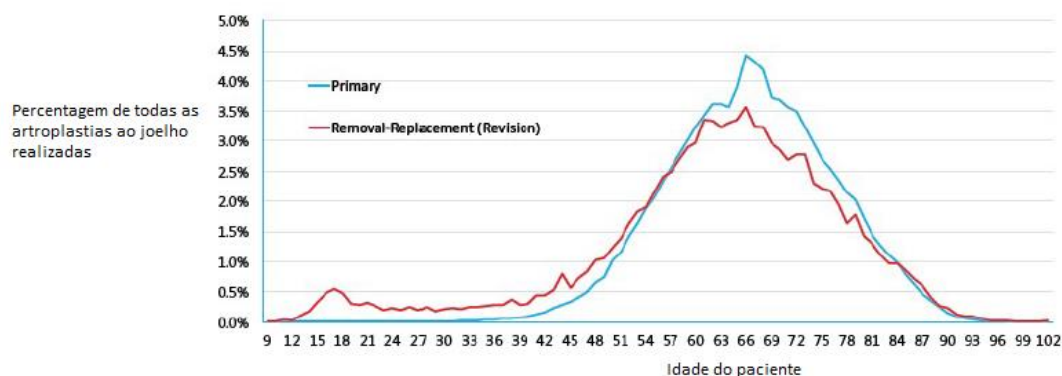
Observando a figura 3.3, verifica-se que a fratura do pescoço femoral é a segunda razão para a realização de uma artroplastia à anca.

Tem maior incidência em pacientes em idades mais avançadas e tende a ocorrer devido ao impacto de uma queda. Estima-se que que em 2050 se verifiquem 6 milhões de casos a nível mundial (37) (38).

### 3.2.1 Cirurgia de revisão

Apesar da taxa de sucesso a 10 anos das artroplastias ser entre 90 e 100%, especialmente nos casos da cirurgia ao joelho e à anca, ainda há necessidade da realização de diversas cirurgias de revisão.

Na figura 3.4 é apresentado a distribuição de idades para todas as artroplastia primárias e de revisão realizadas nos Estados Unidos da América, entre os anos 2012 e 2015.



**Figura 3.4 - Distribuição de idades das artroplastias ao joelho realizadas nos EUA entre 2012 e 2015 (adaptado de (31))**

Duas das principais razões que levam à necessidade de uma cirurgia de revisão são (39):

- *Aseptic loosening*: É um problema que por norma ocorre 10 a 20 após a cirurgia e pode ocorrer de 3 maneiras diferentes: Perda da fixação do implante, perda biológica da fixação do implante ou uma inadequada fixação inicial do implante. A primeira ocorre quando o implante começa a perder a sua estabilidade mecânica ou química. A segunda deve-se à destruição de tecido em torno do implante, levando à perda de fixação. A terceira ocorre quando no momento da cirurgia a prótese é incorretamente inserida (40).

- Infecção: ocorre quando existe uma infecção nos tecidos adjacentes ao implante. As infecções são causadas por bactérias que podem entrar na corrente sanguínea, no entanto são rapidamente eliminadas pelo sistema imunitário. Porém, se se mantiverem nos tecidos adjacentes do implante podem multiplicar-se e causar uma infecção que não é combatida com antibióticos, sendo necessária recorrer a uma cirurgia (41) (42).

### 3.3 Artroplastia cimentada

A artroplastia cimentada é em tudo parecida com a artroplastia não cimentada, no entanto, a diferença é que na extração do osso é retirado um pouco mais de volume para ser colocada uma camada de cimento ósseo tipicamente polimetilmetacrilato (PMMA) entre o osso esponjoso e/ou cortical e a prótese. O PMMA é um cimento ósseo acrílico composto por uma parte em pó de polímero de metacrilato de metilo e uma parte líquida que é composta por monómero de metilmetacrilato (4). Estes dois componentes são misturados e formam um material relativamente espesso. Este tipo de cimentos, tem um período de endurecimento de 15 minutos, conhecido como *setting time*. O produto final da mistura das duas partes é resultado de uma reação exotérmica que atinge temperaturas a rondar os 60°C (43).

Por norma, a artroplastia cimentada é feita em pacientes de idade avançada, sedentárias, com maus hábitos alimentares ou pessoas que sofram de alguma patologia que afete os ossos. Habitualmente, esses pacientes têm uma densidade óssea mais fraca e, devido à menor atividade física, o osso não tem uma regeneração como numa pessoa jovem, ativa e com bons hábitos alimentares. Devido a essa densidade óssea baixa, o osso torna-se menos resistente, e opta-se por retirar mais volume de osso do que numa artroplastia não cimentada, e colocar cimento para garantir a estabilização e sustentação da estrutura. Para além disso, é possível adicionar uma pequena quantidade de antibióticos no cimento, para impedir infecções no pós-operatório (44).

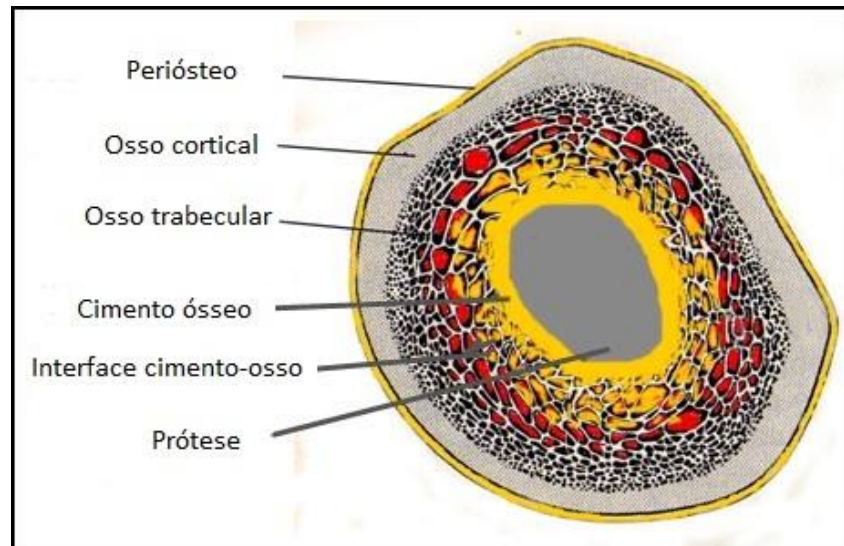
No entanto, existem desvantagens no uso do cimento:

-A síndrome de implantação osso-cimento (BCIS) é um fenómeno ainda pouco compreendido, que é caracterizado por fenómenos como hipoxia, hipotensão, arritmia ou, até mesmo, paragem cardíaca (45).

-Podem, também, ocorrer fraturas no cimento ósseo, pondo em risco o alinhamento da prótese, podendo ser necessário fazer uma cirurgia de revisão.

-Devido às altas temperaturas, que pode chegar aos 120°, a que o cimento é colocado no osso, pode haver morte de células e tecidos ósseos, causando inflamação.

- Em cirurgias na zona da espinha dorsal, existe o risco de parte do cimento entrar na corrente sanguínea e ir até aos pulmões, pondo em risco a vida do paciente (44).



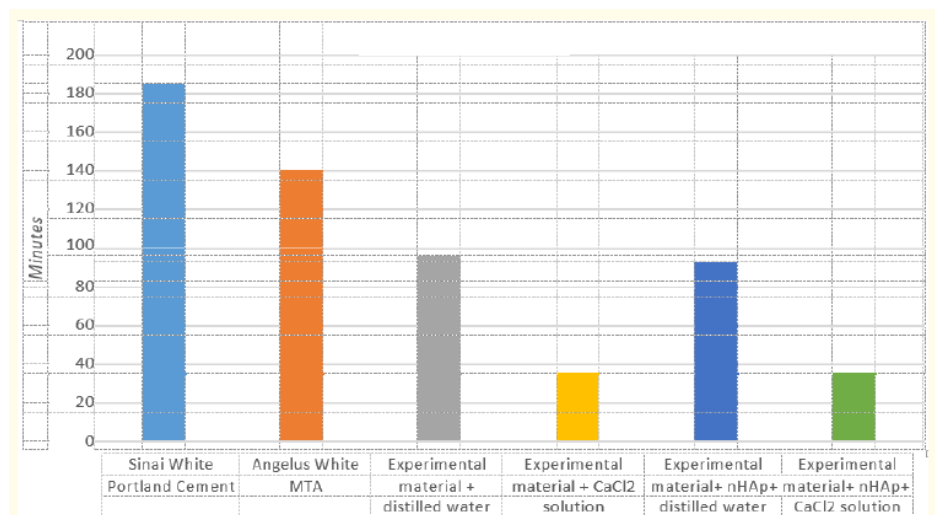
**Figura 3.5 - Disposição dos materiais numa artroplastia cimentada (adaptado de (46))**

Existem 3 tipos de cimentos ósseos atualmente: os cimentos ósseos acrílicos como os cimentos à base de PMMA, cimentos de fosfato de cálcio e os cimentos de sulfato de cálcio (4).

Os cimentos de fosfato de cálcio começaram a ser usados em 1984. São também compostos por uma parte líquida e outra sólida que pode conter um ou mais componentes de sais de cálcio e/ou fosfato. Tal como os cimentos à base de PMMA, os dois componentes são misturados, formando um material que endurece ao longo de 15 minutos (4). São materiais com uma boa biocompatibilidade e indicados para aplicações dentárias, crânio encefálicas e ortopédicas (47) (48). Este tipo de cimento tem uma resistência à compressão baixa que varia entre os 10 e os 100 MPa, que tem levado a uma menor utilização em procedimentos clínicos. De forma a melhorar as suas propriedades, tem-se adicionado redes de Vicryl e quitosano (4).

Os cimentos de sulfato de cálcio tiveram origem em 1892, com Dressmann, e foram mais tarde aperfeiçoados por Peltier em 1961. É também um cimento composto por uma parte líquida e outra em pó de CSH (*Calcium silicate hydrate*). Este tipo de cimento é usado em implantes dentários devido à sua bioatividade e adaptação. O resultado da mistura dos dois componentes é chamado MTA (*mineral trioxide aggregate*) (49) (50).

Na figura 3.6 é apresentado um gráfico de um estudo em que se compararam os *setting time* de dois cimentos de sulfato de cálcio com 4 misturas criadas em laboratório.



**Figura 3.6 - Setting time de vários cimentos de sulfato de cálcio (adaptado de (51))**

### 3.3.1 Métodos de mistura do cimento

O método usado na mistura dos componentes do cimento é um fator que influencia as propriedades do cimento, nomeadamente a porosidade do cimento que influenciará a resistência e durabilidade deste.

Existem 4 métodos de mistura: mistura manual, centrifugação, mistura a vácuo e a mistura combinada com parte mecânica. Esta última permite que os dois componentes sejam colocados dentro da seringa e misturados no seu interior (4).

A mistura manual é feita à mão, adicionando o componente em pó à componente líquida. Após ser feita a mistura, o material é colocado dentro de uma seringa para ser injetado.

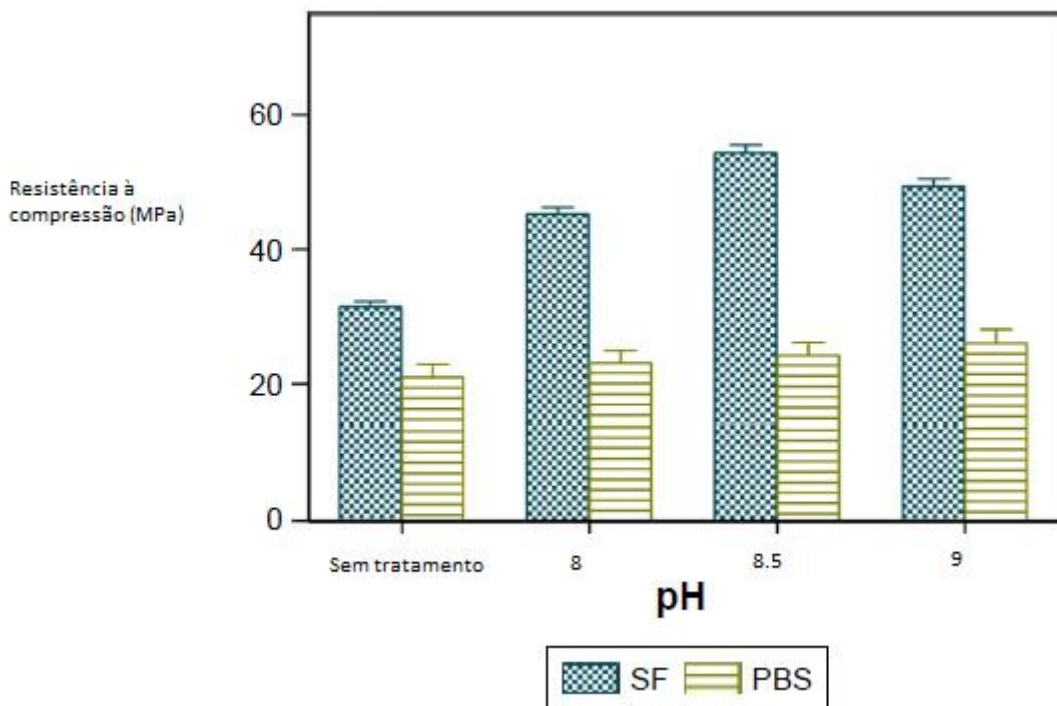
A mistura por centrifugação passa por colocar a mistura dentro de uma seringa e colocá-la dentro de uma centrífuga com uma velocidade entre as 2300 e 4000 rpm durante um período de tempo de 30 a 180 segundos (4). Num estudo realizado, foi demonstrado que este método apesar de reduzir ligeiramente a porosidade do cimento, apresenta um grande aumento na resistência à fadiga do cimento quando comparado com cimentos que não foram preparados neste método. Quanto maior fosse o tempo de centrifugação, melhores resultados o cimento apresentava (52).

A mistura por vácuo é um método usado há mais de 20 anos, e foi demonstrado que melhora as propriedades mecânicas do cimento comparativamente aos outros métodos. Este método foi desenvolvido de forma a impedir que solvente tóxicos entrassem em contacto com as pessoas. Este método origina cimentos com uma porosidade entre 0,1 e 1%, enquanto que outros métodos realizados à temperatura e pressão ambiente apresentam uma porosidade entre os 5 e 16% (53).

### 3.3.2 Novos cimentos

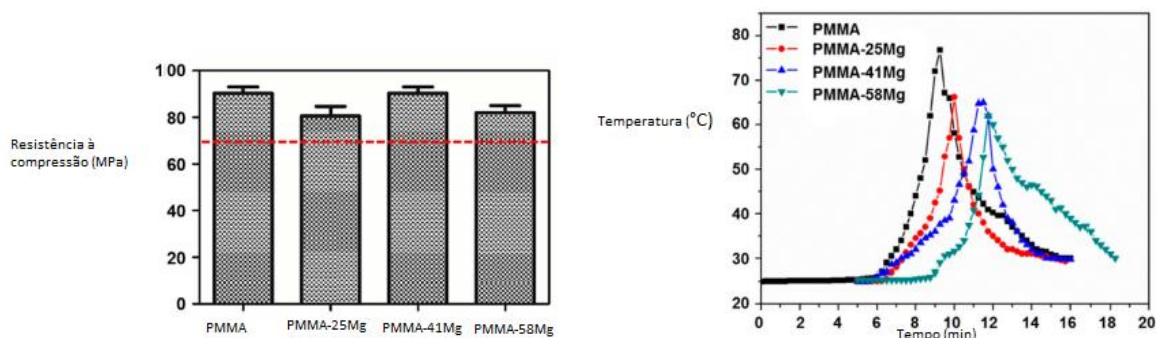
Nos últimos anos têm surgido estudos com o objetivo de analisar o comportamento de cimentos ósseos acrílicos e de cimentos de fosfato de cálcio reforçados com algum componente de forma a melhorar as respetivas propriedades mecânicas e com isso melhorar o desempenho do cimento.

Um estudo realizado em 2018, adicionou fibroína de seda e uma solução salina de fosfato a cimentos de fosfato de cálcio com intuito de melhorar as suas propriedades mecânicas, observando-se um aumento significativo da resistência à compressão (54). Foram realizados tratamentos às amostras de ensaio de forma a terem PHs de valores diferentes. Na figura 3.7 são apresentados os resultados obtidos para diferentes amostras e com o respetivo tratamento. A abreviatura SF corresponde a fibroína de seda e PBS corresponde a solução salina de fosfato.



**Figura 3.7 - Resultados obtidos usando amostras com PBS e SF adicionados (adaptado de (54))**

Outro estudo realizado igualmente em 2018, desenvolveu um tipo de cimento à base de PMMA biodegradável com adição de magnésio. Verificou-se que este novo cimento não tinha propriedades diferentes do cimento original, no entanto a temperatura máxima atingida durante o *setting time* era menor. Conclui-se que este tipo de osso pode ser uma boa opção para cirurgias ortopédicas pouco invasivas, como uma vertebroplastia (55). Na figura 3.8 são apresentados alguns dos resultados obtidos neste estudo.



**Figura 3.8 – Resultados obtidos para as diferentes amostras (adaptado de (55))**

### 3.4 Interface cimento-osso

A interface osso-cimento é a zona mais suscetível a problemas numa artroplastia cimentada (56). Em estudos práticos anteriores verificou-se que a interface osso-cimento é substancialmente menos forte que a interface haste-cimento e que a ligação entre o osso esponjoso-osso cortical (57). É por isso alvo de estudos, numéricos e experimentais, de forma a perceber os comportamentos micromecânicos.

A interface cimento-osso é uma região onde não existe apenas cimento, nem apenas osso esponjoso, mas, sim, uma mistura dos dois. Quanto melhor for a ligação entre os dois, *interlocking*, mais resistente é a interface e menos suscetível a ruturas. Fragilidades na ligação podem conduzir a sérios problemas como quebras no cimento, que podem levar a migrações para outras zonas do corpo, deslocamento da prótese, aumento de pressão na zona da prótese e adaptações deficientes do osso devido a estas alterações. Para além disso, imediatamente após a colocação do cimento, existe o risco de necrose óssea devido à reação exotérmica na mistura do osso ou até mesmo intoxicação pelos monómeros de metilmetacrilato (58).

Como não existe nenhuma adesão do cimento ao osso, a fixação do cimento depende, em grande parte, da profundidade da penetração no osso esponjoso e da área de contacto da interface (59). A penetração está dependente da viscosidade do cimento, do método de preparação do cimento e de como foi injetado no osso (60). Ao aumentar a área de contacto da interface, podemos obter uma melhor fixação inicial, evitando muitos problemas numa fase inicial após a colocação da prótese (59).

Ao longo do tempo, existe uma degradação da interface. Foi demonstrado que a interface sofre um desgaste devido às sucessivas cargas que são aplicadas no quotidiano. Foi demonstrado que as ruturas na interface ocorrem maioritariamente no cimento e não no osso (61).

Apesar de haverem estudos sobre a distribuição de tensões na interface osso-cimento, pouco se sabe ainda sobre as deformações e o comportamento da interface a nível micromecânico. Estas deformações micromecânicas correspondem às pequenas deformações que ocorrem na interface, no osso, no cimento e até na prótese que, depois, levam aos fenómenos já estudados como a rutura da interface, por exemplo (58). A pressurização com que o cimento ósseo é preparado é um fator a ter em conta para a qualidade da fixação entre a prótese e o osso. An e Draughn (2000) concluíram que existe uma diminuição da porosidade do material, quando o cimento é preparado em vácuo, aumentando, assim, o tempo de vida deste.

Existem, já alguns estudos numéricos e/ou experimentais feitos com o objetivo de perceber os micromovimentos na interface. A maioria desses estudos aplica cargas de compressão e cargas cíclicas. (60) (61) (62) (63). Nestes estudos, com informação obtida de micro-CTs realizados a amostras de osso cadavérico, verificou-se que quanto maior for a penetração de cimento no osso e a área de contacto entre os materiais, mais resistente é a interface cimento-osso. Numérica e experimentalmente, observou-se que a maioria das deformações ocorrem na interface cimento-osso. Não foi estudada qual a influência da densidade do osso esponjoso na resistência da interface.

### 3.5 Artroplastia cimentada vs Artroplastia não cimentada

Não existe um consenso sobre qual a melhor solução para a artroplastia. Vários cirurgiões defendem a artroplastia não cimentada, porque acreditam que, a longo prazo, a ligação entre a prótese e o osso esponjoso será melhor que a do cimento e do osso. No entanto, não há apenas desvantagens na cirurgia cimentada. A principal desvantagem da artroplastia não cimentada é a não aplicação em pessoas com osteoporose e o facto de o osso esponjoso demorar até cerca de 3 meses até se ligar à prótese. No entanto, não há provas científicas que provem que a cirurgia não cimentada é melhor que a cimentada e, a nível financeiro, chegou-se à conclusão de que a segunda é mais económica.

Porém existem prótese híbridas, em que uma das partes da prótese é cimentada, enquanto que a outra parte não. Em artroplastias cimentadas e não cimentadas à anca, verificou-se que as partes acetabulares não cimentadas têm uma boa taxa de sucesso, enquanto que a parte femoral não (64). De maneira a retirar o menor volume de osso possível, as próteses híbridas usam a parte acetabular não cimentada e a femoral cimentada.

Segundo os registos Suecos, em 2011, 64% das artroplastias totais da anca tinham sido cimentadas, apesar de o número de cirurgias não cimentadas ter aumentado. A cirurgia cimentada tinha uma taxa de sucesso de 90% a 16 anos e tinha uma probabilidade entre 30 a 80% menor de ser revista do que as não cimentadas e híbridas nos primeiros 8 anos. Já em registos Noruegueses, para a mesma cirurgia, constatou-se, igualmente, uma crescente preferência para o uso de próteses não cimentadas. Verificou-se, nas próteses cimentadas, uma taxa de sucesso de 85% a 20 anos em comparação com uma taxa de 50% para não cimentados, enquanto que a prótese híbrida não mostrava nenhuma vantagem sobre nenhuma das outras. Nos registos Britânicos, a cirurgia cimentada da anca representava apenas um terço de todas as artroplastias realizadas, no entanto a grande maioria tinha sido feita em pacientes com mais de 80 anos, enquanto que a artroplastia não cimentada representava 43% das realizadas e a maioria foi feita em pacientes com menos de 70 anos (64).

Não existe qualquer prova de que a taxa de mortalidade de uma das cirurgias seja em número superior à outra (45).

Nas figuras 3.9 e 3.10 podemos ver radiografias das diferentes hipóteses de cimentação de uma prótese.



**Figura 3.9 - Prótese não cimentada (65)**

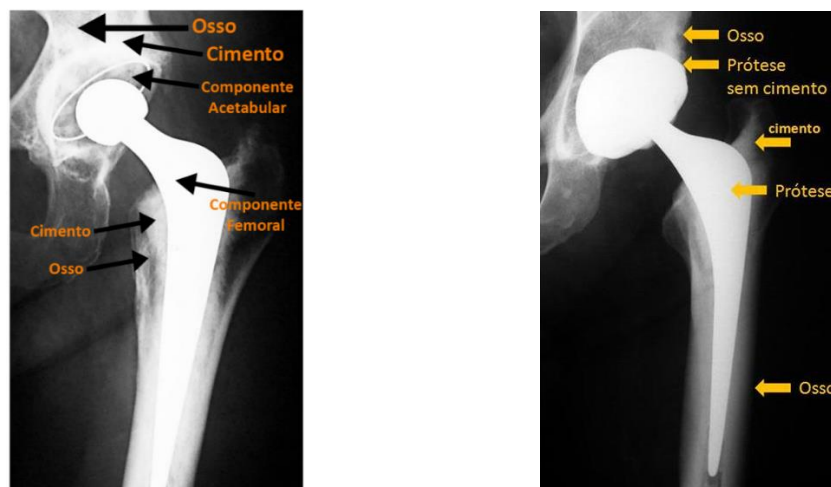


Figura 3.10 – a) Prótese cimentada (adaptado de (66)); b) Prótese híbrida ou press-fit (adaptado de (67))

### 3.6 Cimento ósseo Palamed

O cimento ósseo usado nos ensaios experimentais foi o Palamed e é fabricado pela empresa alemã *Heraeus*. É um cimento de viscosidade média e radiopaco. Este cimento é indicado para fixações de endopróteses ósseas parciais ou totais, cimentação e estabilização de danos ósseos e reparação primária ou secundária de danos no crânio.

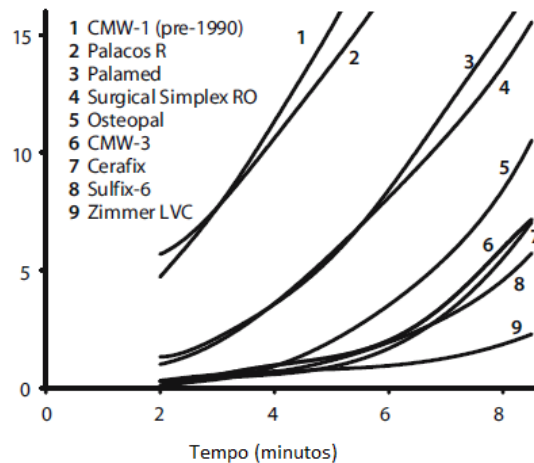
É composto por duas partes, uma em pó e outra líquida. A parte sólida é composta por poliacrilato de metilo, polimetacrilato de metilo, dióxido de zircônio, peróxido de benzoilo e corante E141. A parte líquida é composta por metacrilato de metilo, N,N-dimetil-p-toluína, hidroquinona e corante E141.

Este tipo de cimento à base de polimetacrilato de metilo (PMMA) pertence ao grupo dos cimentos ósseos acrílicos. Este tipo de cimento começou por ser usado pelo investigador Charnley. É um dos cimentos mais usados na fixação de próteses devido à sua resistência mecânica e por ter uma boa biocompatibilidade (4).

Em 2016, Joris E. Meinardi *et al*, realizaram um estudo onde compararam o cimento ósseo Palamed com o cimento de alta densidade Palacos em artroplastias totais da anca (68). Concluíram que não havia nenhuma diferença significativa quanto à fixação da prótese nem em resultados clínicos num período de 10 anos.

Na figura 3.11 é apresentado um gráfico onde se pode ver a evolução da viscosidade aparente de diversos cimentos, entre eles o Palamed, à medida que são preparados.





**Figura 3.11 - Viscosidade aparente de vários cimentos em função do tempo de mistura (adaptado de (69))**

Este tipo de cimento, que se inclui nos cimentos acrílicos, tem 3 requisitos especiais de controlo de cura. A força à compressão tem que ter um valor mínimo de 70MPa, um módulo de flexão de pelo menos 1800MPa e resistência à flexão de pelo menos 50MPa (70). O módulo de Young e o coeficiente de Poisson podem ir até os 2,65GPa e os 0,455, respetivamente (71).

Num estudo realizado em 2009, verificou-se que este cimento ósseo tem uma resistência à compressão de 91,1 MPa, sendo um valor próximo dos 89,3 MPa calculados por Kuehn (72).



## Capítulo 4

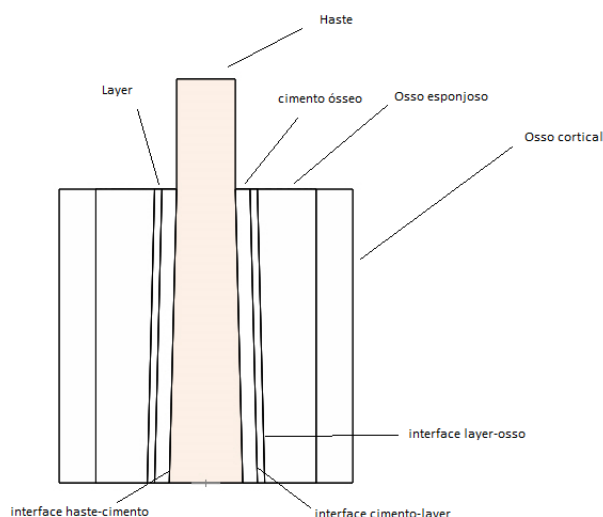
### Modelos numéricos

Neste capítulo, um dos objetivos foi o desenvolvimento de modelos numéricos que representassem uma artroplastia cimentada simplificada em diversas situações. Pretendia-se estudar o comportamento com 3 densidades de osso esponjoso diferentes em 4 situações com uma penetração de cimento distintas. Para isso, foram criadas *layers*, que corresponde à região interdigitada, entre o osso esponjoso e o cimento ósseo com espessuras de 1,2,3 e 4 mm. Conforme a espessura da *layer* ia aumentando, as suas propriedades alteravam-se, tendo em conta as propriedades dos 3 tipos de osso e a quantidade de cimento penetrado. Considerou-se que, quanto maior a espessura da *layer*, maior era a percentagem de cimento nesta, diminuindo a percentagem de osso. Após a simulação, foram analisadas as distribuições de tensões principais máximas e mínimas e deformações nas interfaces haste-cimento, cimento-layer e layer-osso esponjoso. Foi também analisado os micromovimentos na interface haste-cimento.

#### 4.1 Geração dos modelos CAD

Neste trabalho, utilizou-se o software Solidworks para se modelarem as peças necessárias à realização dos ensaios numéricos.

As hastes têm uma geometria cônica com um diâmetro que varia entre os 8 e 10mm, de forma a representar o melhor possível as próteses reais. O ângulo do pescoço da haste é de 1,43°.



**Figura 4.1 – Identificação dos componentes e das interfaces**

De realçar que, para a introdução de uma layer de 1mm, por exemplo, que estará entre o cimento e o osso esponjoso, retira-se 1mm de espessura apenas ao osso e mantem-se o cimento intacto.

### 4.1.1 Propriedades e condições fronteira

As propriedades mecânicas do osso esponjoso, osso cortical e do cimento ósseo usados nas simulações são apresentadas na tabela 4.1. Definiu-se os materiais como homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos (60) (61) (62) (63). Na tabela 4.1 as densidades dos ossos esponjosos são representadas por A, B e C, da menos densa para a mais densa.

**Tabela 4.1 - Propriedades mecânicas do osso esponjoso, cortical e cimento ósseo**

Propriedades	Esponjoso A	Esponjoso B	Esponjoso C	Osso cortical	Cimento ósseo (PMMA)
Módulo de Young (MPa)	12,4	23	47,5	16700	2770
Coeficiente de Poisson	0,35	0,30	0,27	0,394	0,37
Densidade (kg/m³)	120	160	200	1640	1190

As propriedades das layers foram calculadas, tendo em conta a tabela 4.1.

Definiu-se que à medida que a espessura da *layer* aumentava, que corresponde ao aumento da penetração do cimento, a percentagem de cimento na *layer* era maior, diminuindo a percentagem de osso na *layer*. Admitiu-se que a distribuição de cimento na *layer* não era homogênea, havendo maior quantidade de cimento na região da *layer* mais próxima da haste e diminuindo à medida que se afastava desta.

Num estudo realizado em 2017, verificou-se que quanto maior fosse a interdigitação, menor era a percentagem de volume de osso na região interdigitada (73).

Os valores das propriedades mecânicas das *layers* são definidos pela seguinte expressão:

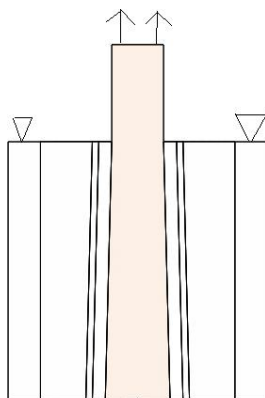
$$E_{layer} = E_{PMMA} * \frac{e}{7} + E_{osso} * \frac{7 - e}{7}$$

Na expressão,  $E$  corresponde ao módulo de Young e  $e$  corresponde à espessura da *layer*. A expressão é válida para as restantes propriedades. Definiu-se que o denominador da fração teria um valor de 7, pois a espessura da *layer* de 1mm é cerca de 7 vezes menor que a espessura do osso esponjoso quando esta *layer* é usada. As percentagens obtidas não correspondem às percentagens do estudo anteriormente referenciado (73), no entanto é uma forma simplificada de obter penetrações de cimento com diferentes propriedades.

Relativamente às condições fronteira, definiu-se que o osso cortical, o esponjoso, a *layer* e o cimento estavam colados, enquanto que entre a haste e o cimento havia um coeficiente de atrito de 0,3 (74). Em estudos anteriormente realizados definiu-se que a interface osso-cimento não

estava colada. Definiu-se que os materiais tinham uma ligação por atrito, com um coeficiente de 0,3 (58) (60) (62) (63). No entanto, não parece corresponder à realidade, daí terem sido definidas estas condições para a interface e para ligação entre a haste e o cimento.

Na figura 4.2 pode-se observar onde foi aplicada a força e em que zonas o modelo estava fixado.



**Figura 4.2 - Aplicação de força e fixação do modelo**

De forma a realizar um estudo inicial comparativo, definiu-se que a força aplicada era de 500N.

## 4.2 Estudo de convergência de malha

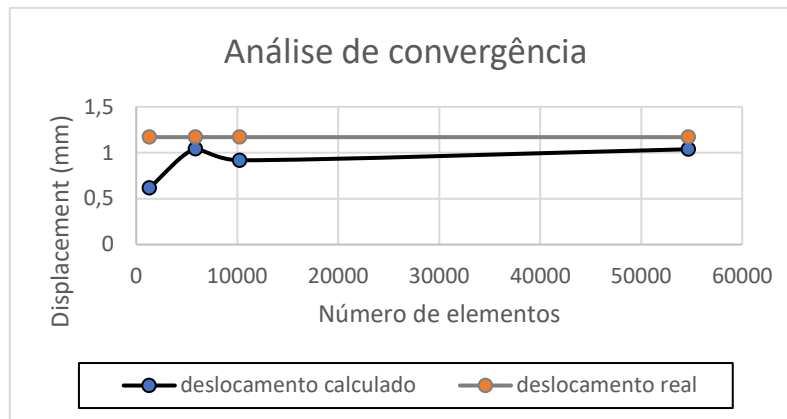
Antes de se realizarem os ensaios foi feito uma análise de convergência de malha que consiste em realizar algumas simulações de modo a descobrir qual a melhor malha para realizar os ensaios numéricos.

Decidiu-se então fazer 4 simulações com uma malha de 6, 4, 3 e 1,5mm. O caso utilizado foi o do ensaio com osso esponjoso de densidade A e com 1mm de penetração.

Para fazer esta análise, optou-se por analisar o único dado direto em comum fornecido pela máquina e pelas simulações, que são os deslocamentos.

Tendo em conta que nos ensaios experimentais, as ruturas ocorreram na interface cimento-osso, que os deslocamentos observados correspondem aos deslocamentos nessa zona e que toda a estrutura desde a interface até à haste saiu intacta, definiu-se que os deslocamentos fornecidos pela máquina correspondem ao deslocamento realizado pela superfície no topo da haste de aço de modo a ser possível comparar também os deslocamentos calculados numericamente na superfície de topo da haste.

Na figura 4.3 é possível observar essa análise.



**Figura 4.3 - Análise de convergência de malha**

Como se pode observar na figura 4.3, é possível concluir que quanto mais elementos tiver a malha, mais aproximado é o valor do real, começando a haver estabilidade a partir dos 10000 elementos. O valor real é de 1,17mm e foi retirado do primeiro ensaio para uma densidade de osso A, quando a máquina exercia uma força de tração de cerca de 1000N, o dobro da força exercida na simulação para metade da amostra.

De notar que o valor do deslocamento calculado para uma malha com 4mm é de 1,043mm, enquanto que o valor para uma malha de 1,5mm é de 1,038mm. Apesar de o primeiro valor estar mais próximo do real, a diferença não é significativa, assim como o tempo despendido na simulação. Por estas razões, optou-se por usar uma malha de 1,5mm.

## 4.3 Resultados

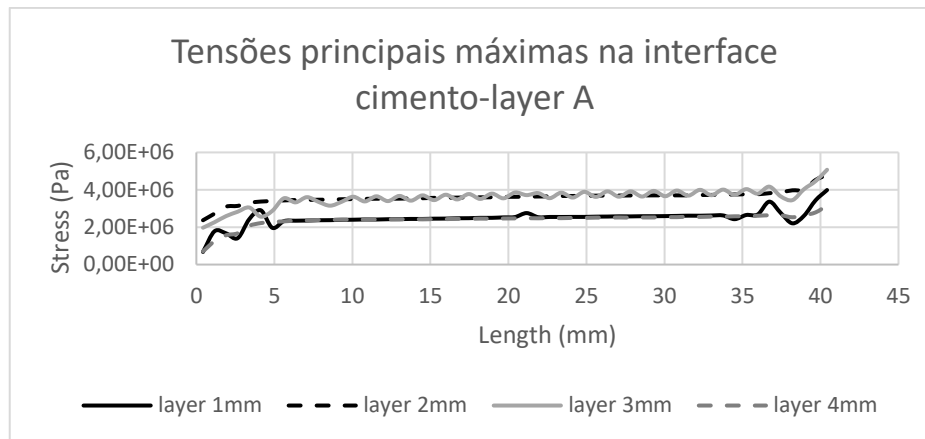
### 4.3.1 Osso com densidade A

Este subcapítulo destina-se a mostrar os resultados numéricos obtidos na interface cimento-osso, usando o osso esponjoso de densidade A para as diferentes penetrações de cimento no osso.

Nas figuras 4.4 e 4.5 é possível observar as distribuições de tensões principais máximas e mínimas na interface cimento-*layer* para as diferentes penetrações.

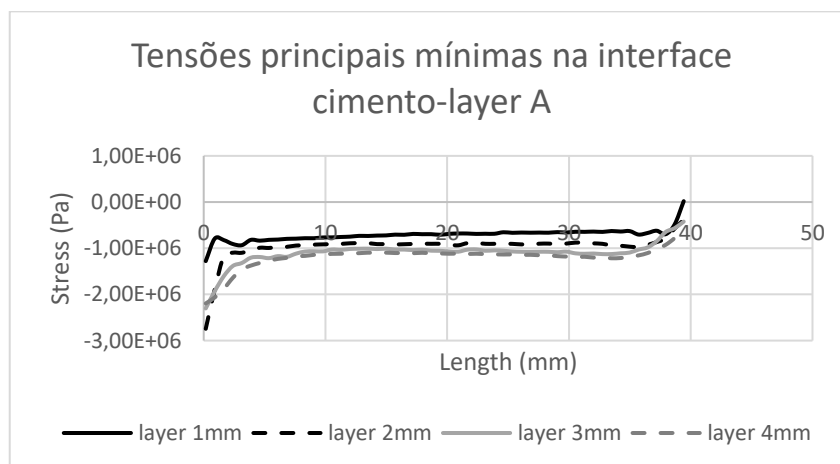
Os gráficos apresentados representam os valores obtidos desde a base da interface ao topo desta, percorrendo um comprimento de 40mm.

Observando o gráfico apresentado na figura 4.4 é possível verificar que para uma penetração de 2 e de 3mm, as distribuições de tensões principais máximas são muito idênticas, assim como para as penetrações de 1mm e de 4mm. Comparando a figura 4.4 com a 4.5, observa-se que não existe um comportamento idêntico. À medida que a penetração aumenta, os valores das tensões principais máximas deveriam aumentar, tal como acontece com as tensões principais mínimas, em módulo.



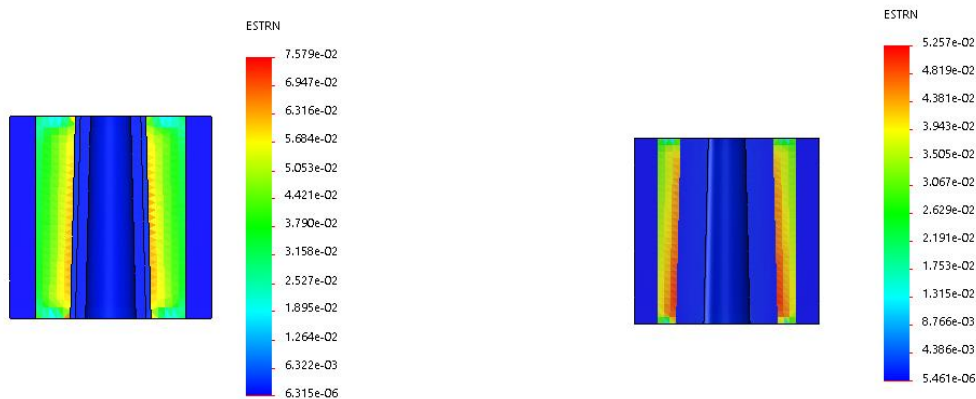
**Figura 4.4 - Distribuição das tensões principais máximas na interface cimento-layer para a densidade A**

Observando o gráfico da figura 4.5, verifica-se que as distribuições das tensões principais mínimas ao longo do comprimento da interface têm valores muito idênticos, sendo que as tensões principais mínimas para uma penetração de 1mm se destacam relativamente das restantes 3. Embora as restantes tenham valores muito aproximados, é possível verificar que quanto maior é a penetração de cimento, maiores são as tensões principais mínimas, em módulo.



**Figura 4.5 - Distribuição das tensões principais mínimas na interface cimento-layer para a densidade A**

Na figura 4.6 é possível observar as deformações equivalentes que ocorrem para uma penetração de 1 e 4mm. Verificou-se que quanto maior era a espessura da *layer*, menores eram os valores das deformações. A maioria delas ocorrem junto à interface *layer*-osso, e não na zona composta por cimento e osso.



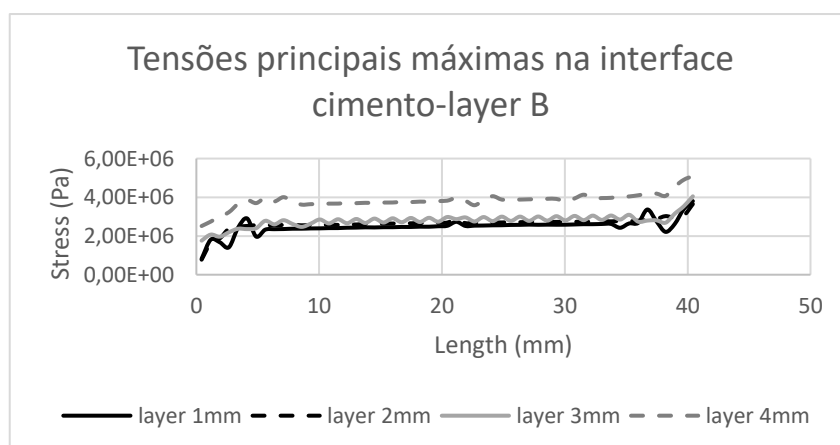
**Figura 4.6 –a) Deformações equivalentes para o osso de densidade A com uma *layer* de 1mm b) Deformações equivalentes para o osso de densidade A com uma *layer* de 4mm**

### 4.3.2 Osso com densidade B

Este subcapítulo destina-se a mostrar os resultados numéricos obtidos na interface cimento-osso, usando o osso esponjoso de densidade B para as diferentes penetrações de cimento no osso.

Na figura 4.7 é possível observar as distribuições de tensões principais máximas na interface cimento-*layer* para as diferentes penetrações.

Observando o gráfico na figura 4.7 é possível constatar que à parte da curva da penetração de 4mm, com valores cerca de duas vezes superiores, as restantes têm uma distribuição com valores idênticos, apesar de todas terem um comportamento relativamente parecido. Neste gráfico verifica-se que conforme a penetração de cimento aumenta, maiores são os valores das tensões principais máximas.



**Figura 4.7 - Distribuição das tensões principais máximas na interface cimento-*layer* para a densidade B**

Na tabela 4.2 é possível observar os valores médios das tensões principais mínimas para a densidade óssea B, para as 4 penetrações de cimento.

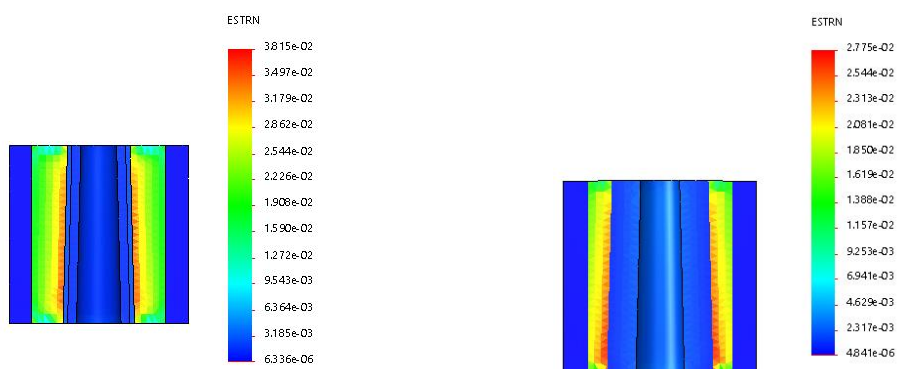


Verifica-se um aumento das tensões, em módulo, à medida que a espessura da *layer* aumenta. Os valores são idênticos aos observados na figura 4.5.

**Tabela 4.2 - Valores médios das tensões principais mínimas para a densidade óssea B para as 4 penetrações de cimento**

Tamanho da <i>layer</i> (mm)	1	2	3	4
Tensões principais mínimas (MPa)	-0,6	-0,8	-1	-1,5

Na figura 4.8 é possível observar as deformações equivalentes que ocorrem para uma penetração de 1 e 4mm. Tal como para a densidade óssea A, para esta densidade B, quanto maior for a penetração de cimento, menor são as deformações equivalentes. A maioria delas ocorrem junto à interface *layer*-osso, tal como no caso anterior.



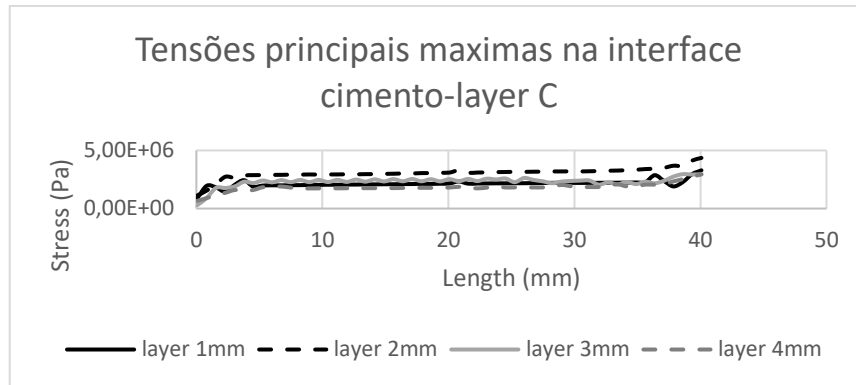
**Figura 4.8 - Deformações equivalentes para o osso de densidade B com uma *layer* de 1mm b)  
Deformações equivalentes para o osso de densidade B com uma *layer* de 4mm**

### 4.3.3 Osso com densidade C

Este subcapítulo destina-se a mostrar os resultados numéricos obtidos na interface cimento-osso, usando o osso esponjoso de densidade C para as diferentes penetrações de cimento no osso.

Na figura 4.9 é possível observar as distribuições de tensões principais máximas na interface cimento-*layer* para as diferentes penetrações.

Observando a figura 4.9, pode-se verificar que as distribuições de tensões principais máximas para as diferentes penetrações têm um comportamento idêntico, apesar de a simulação com a *layer* de 2mm se destacar um pouco das restantes.



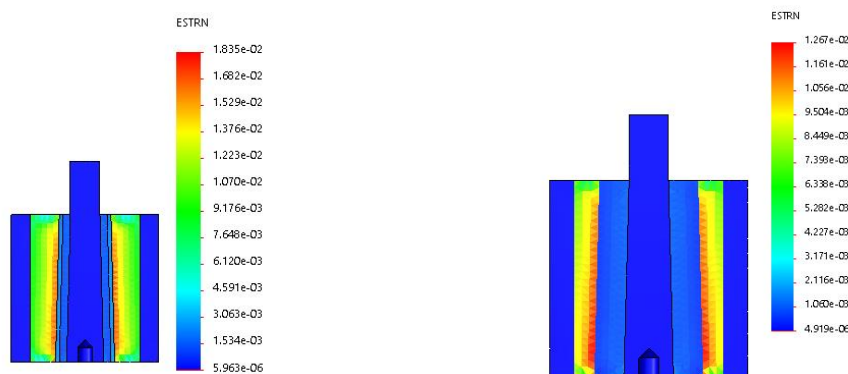
**Figura 4.9 - Distribuição das tensões principais máximas na interface cimento-layer para a densidade C**

Na tabela 4.3 é possível observar os valores médios das tensões principais mínimas para a densidade óssea C, para as 4 penetrações de cimento. Os valores obtidos são idênticos aos observados na figura 4.5 e na tabela 4.2

**Tabela 4.3 - Valores médios das tensões principais mínimas para a densidade óssea C para as 4 penetrações de cimento**

Tamanho da layer (mm)	1	2	3	4
Tensões principais mínimas (MPa)	-0,6	-0,8	-1	-1,5

Na figura 4.10 são apresentadas as deformações equivalentes que ocorrem para uma penetração de 1 e 4mm. Comparando as figuras 4.6, 4.9 e 4.12 é possível verificar que quanto maior é a densidade do osso esponjoso, para a mesma força aplicada e para a mesma penetração de cimento, menor são os valores das deformações equivalentes.



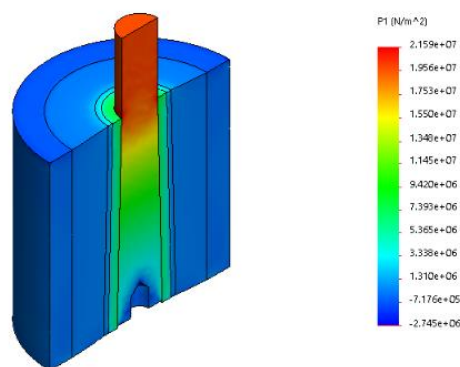
**Figura 4.10 - Deformações equivalentes para o osso de densidade C com uma layer de 1mm b) Deformações equivalentes para o osso de densidade C com uma layer de 4mm**

#### 4.3.4 Interface haste-cimento

Apesar de este trabalho ser dedicado ao estudo da interface osso-cimento, decidiu-se também dedicar um subcapítulo para estudar a interface haste-cimento e observar a influência do tipo de osso e espessura da *layer* nas tensões principais máximas e mínimas e micromovimentos na interface.

Esta interface tem relativo interesse porque é aqui que se estabelece a ligação entre a prótese em si, e o local onde vai ser implantada.

Na figura 4.11 pode-se observar para uma das simulações que as tensões mais altas ocorrem nesta interface.

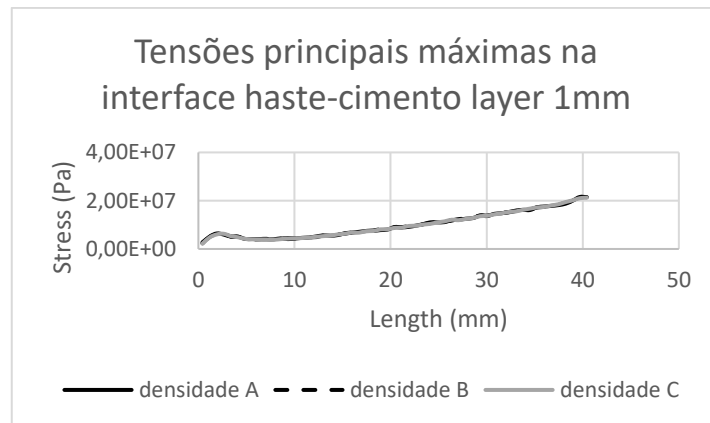


**Figura 4.11 - Distribuição de tensões principais máximas na estrutura**

Nas figuras 4.12 e 4.13 são apresentados os gráficos das tensões principais máximas e mínimas para as 3 densidades usando uma penetração de cimento de 1mm.

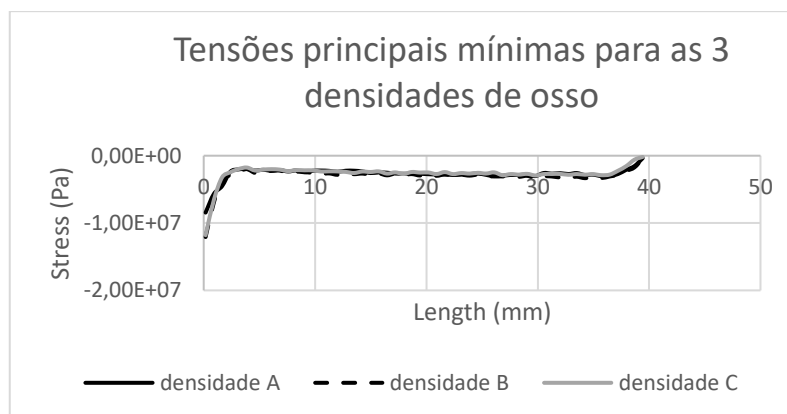
Apesar de importante, o estudo desta interface não é o objetivo deste trabalho, daí ter-se estudado o comportamento desta apenas para estes casos.

Observando a figura 4.12, as tensões principais máximas nesta interface para as diferentes densidades têm valores relativamente idênticos, visto que os materiais que compõe esta interface são os mesmos para as diferentes simulações.



**Figura 4.12 - Distribuições de tensões principais máximas para as 3 densidades na interface haste-cimento para uma penetração de 1mm**

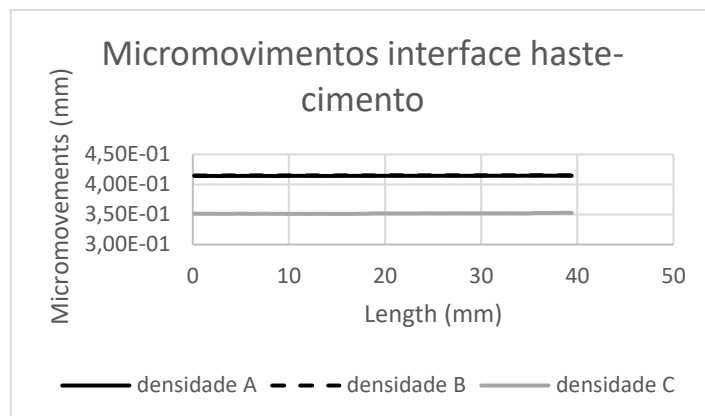
No gráfico da figura 4.13 verifica-se que as distribuições das tensões principais mínimas para as 3 densidades com uma penetração de cimento de 1mm, tal como as tensões principais máximas, têm valores idênticos.



**Figura 4.13 - Distribuições de tensões principais mínimas para as 3 densidades na interface haste-cimento para uma penetração de 1mm**

Na figura 4.14 são apresentados os micromovimentos que ocorrem nesta interface para as 3 densidades e com uma penetração de cimento de 1mm.

Como se pode observar na figura 4.14, os micromovimentos variam entre os 350 e os 410  $\mu\text{m}$ , entre as 3 simulações, sendo que os valores mais baixos são verificados para a densidade C. Estes valores, a nível macroscópico são irrelevantes, no entanto à escala microscópica são valores relativamente elevados. Pode-se afirmar que a densidade óssea tem influência nos micromovimentos que ocorrem na interface haste-cimento.



**Figura 4.14 - Micromovimentos na interface haste-cimento para as 3 densidades ósseas**

### 4.3.5 Interface layer-osso esponjoso

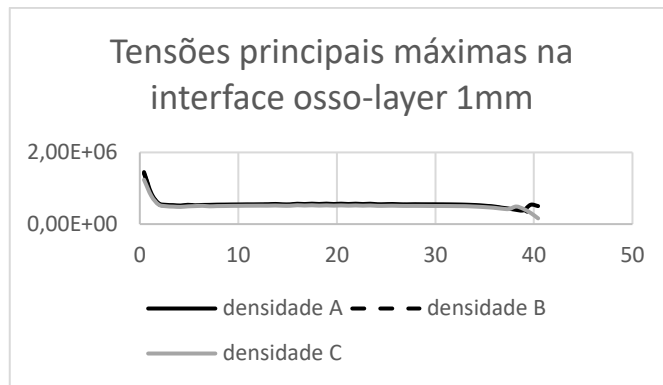
Sendo o objetivo deste trabalho estudar o comportamento da interface cimento-osso, decidiu-se também estudar o comportamento da interface layer-osso esponjoso, visto que esta interface é composta por cimento e osso esponjoso que são os materiais que compõe a interface cimento-osso.

No entanto, o estudo desta interface não será tão aprofundado visto que, tal como foi dito no estado de arte, os implantes cimentados tendem a criar ruturas no cimento e não no osso, zona que corresponde neste estudo à interface cimento-layer.

Tal como na interface haste-cimento, estudou-se as distribuições de tensões máximas e mínimas desta interface com osso esponjoso das 3 densidades para uma penetração de cimento de 1mm.

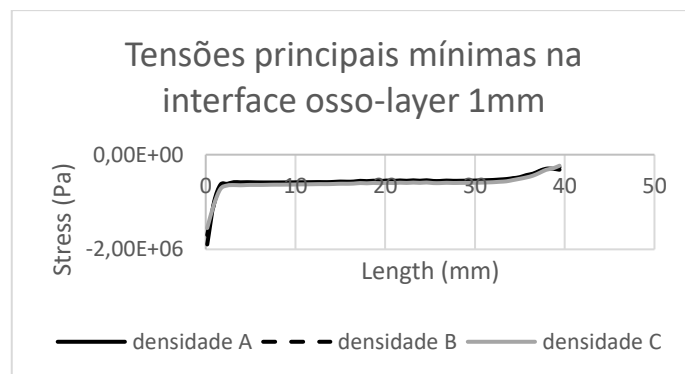
Nas figuras 4.15 e 4.16 são apresentadas as tensões principais máximas e mínimas obtidas.

Tal como na interface haste-cimento, as distribuições de tensões principais máximas têm curvas relativamente idênticas, apesar de nesta interface, os materiais que a compõe já não terem as mesmas características mecânicas, devido às diferentes propriedades do osso esponjoso de cada simulação.



**Figura 4.15 - Tensões principais máximas na interface layer-osso para as 3 densidades com uma penetração de cimento de 1mm**

Observando o gráfico da figura 4.18 verifica-se que na interface osso-layer, os valores obtidos para 3 densidades, com uma penetração de cimento de 1mm, têm valores igualmente semelhantes, tal como nas interfaces haste-cimento e cimento-layer.



**Figura 4.16 – Tensões principais mínimas na interface layer-osso para as 3 densidades com uma penetração de cimento de 1mm**

Relativamente às deformações equivalentes, como se pode ver nas figuras 4.6, 4.8 e 4.10, as maiores deformações ocorrem junto à interface layer-osso esponjoso. Verifica-se que para penetrações mais elevadas, menores são as deformações. Assim como para a mesma penetração, quanto mais denso for o osso, menores são os valores das deformações. Para a densidade óssea A, com um aumento de penetração de 1 para 4mm, houve uma redução de cerca de 30% no valor das deformações. Para os casos das densidades B e C, a redução foi de cerca de 42 e 35%.

Para uma penetração de 1mm, da densidade A para a B houve uma redução de 50%, enquanto que para uma penetração de 4mm, foi de 58%.

Para uma penetração de 1mm, da densidade B para a C houve uma redução de 52%, enquanto que para uma penetração de 4mm, foi de 45%.

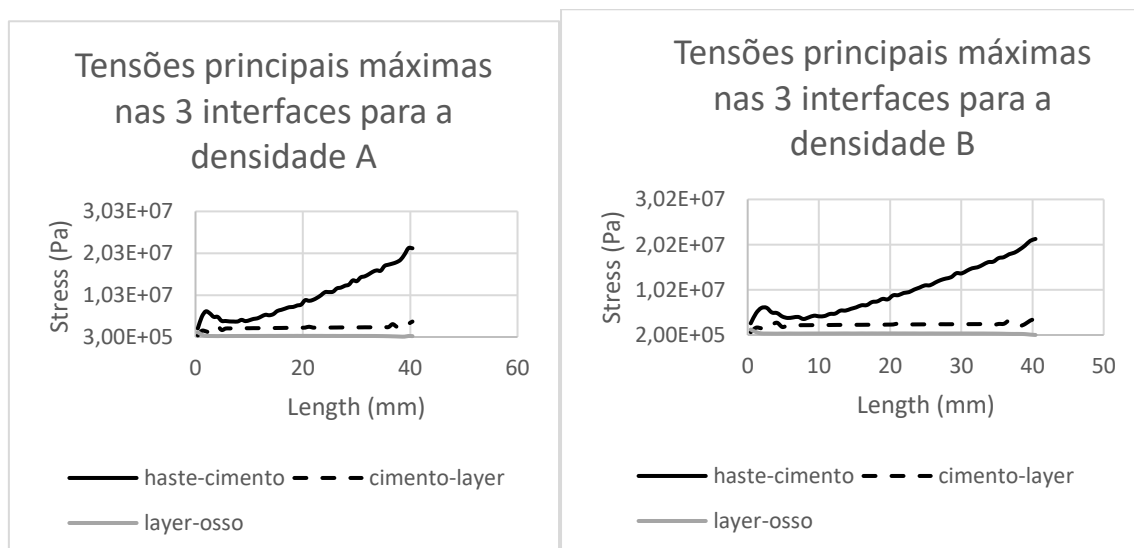
### 4.3.6 Comparação das tensões principais máximas e mínimas nas 3 interfaces em cada densidade óssea

Por último, neste subcapítulo é feita uma comparação das distribuições de tensões principais máximas e mínimas nas interfaces haste-cimento, cimento-*layer* e *layer*-osso esponjoso.

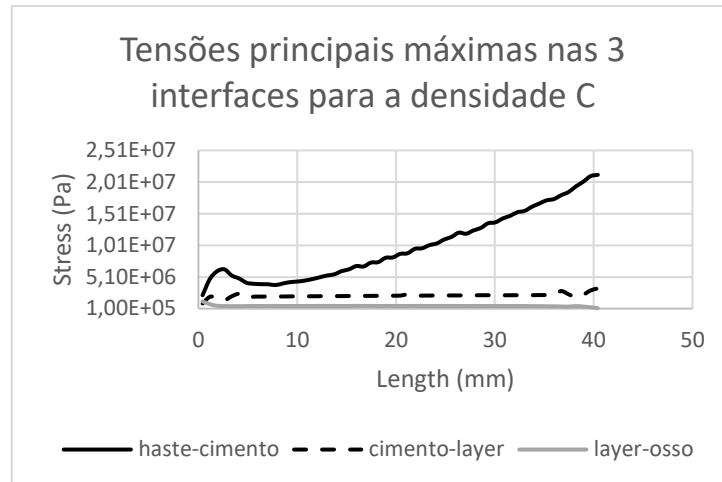
Para poder ser feita uma comparação entre densidades de osso esponjoso, obtiveram-se os resultados das simulações para os 3 tipos de ossos esponjosos com uma penetração de cimento de 1mm. Optou-se por usar uma penetração de 1mm devido ao facto de experimentalmente o cimento ósseo não ter penetrado muito no osso esponjoso devido à sua densidade elevada.

Nas figuras 4.17, 4.28, 4.19 e 4.20 podemos ver os resultados obtidos.

Observando os gráficos das duas primeiras figuras, verifica-se que as tensões principais máximas mais elevadas ocorrem na interface haste-cimento, sendo que a tensão mais alta atingida pode ser cerca de 100 vezes superior à tensão mais alta atingida na interface mais afastada da haste, a interface *layer*-osso

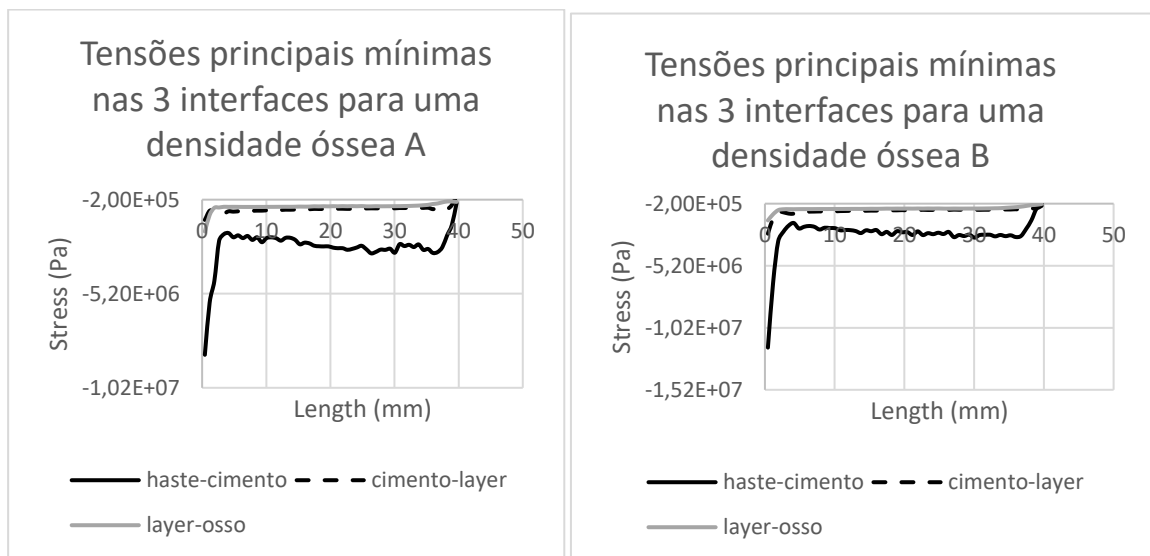


**Figura 4.17 – a) Distribuições de tensões principais máximas nas 3 interfaces para a densidade A com uma penetração de 1mm b) Distribuições de tensões principais máximas nas 3 interfaces para a densidade B com uma penetração de 1mm**



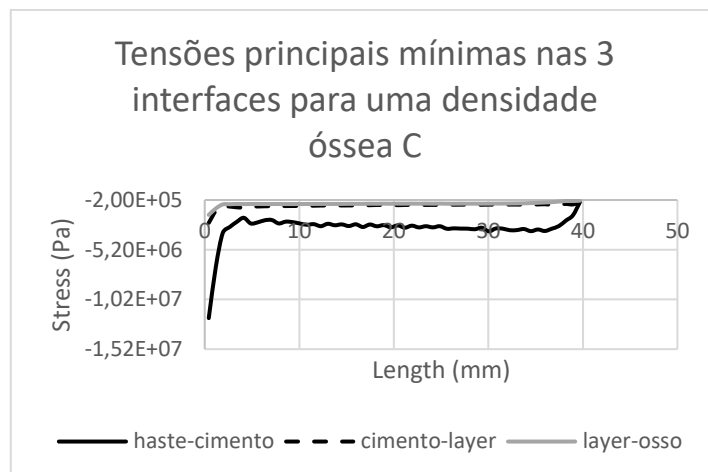
**Figura 4.18 - Distribuições de tensões principais máximas nas 3 interfaces para a densidade C com uma penetração de 1mm**

Observando as figuras 4.19 e 4.20 verifica-se que tal como as tensões principais máximas, também nas mínimas, as tensões mais elevadas, em módulo, ocorrem na interface haste-cimento.



**Figura 4.19 - a) Distribuições de tensões principais mínimas nas 3 interfaces para a densidade A com uma penetração de 1mm b) Distribuições de tensões principais mínimas nas 3 interfaces para a densidade B com uma penetração de 1mm**





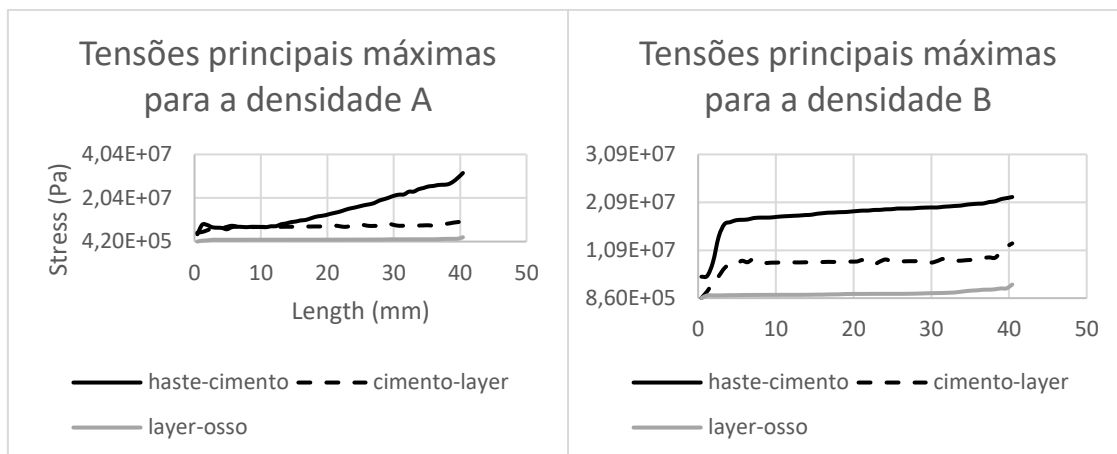
**Figura 4.20 - Distribuições de tensões principais mínimas nas 3 interfaces para a densidade C com uma penetração de 1mm**

#### 4.3.7 Ensaios numéricos com forças de valor próximo das dos ensaios experimentais

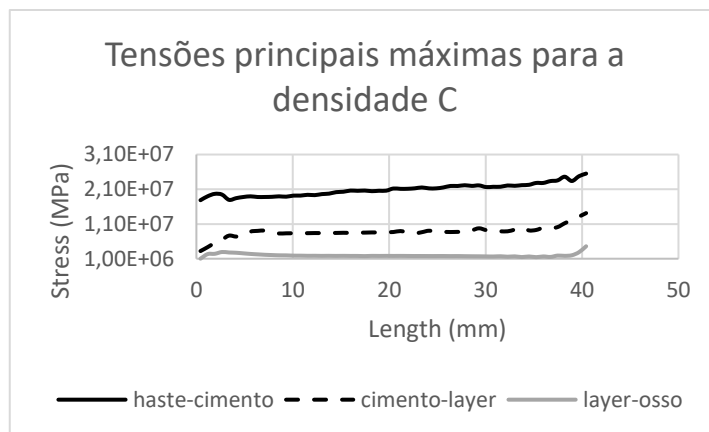
De forma a simular o comportamento da estrutura para tensões próximas das tensões de rutura, fizeram-se 3 simulações, uma para cada densidade, com uma força de tração aplicada próxima da força experimental para qual ocorreu a rutura da interface. Para a densidade A, a força aplicada foi de 750N, para a densidade B foi de 1750N e para a densidade C, a força simulada foi de 2400N. De maneira a ser possível aplicar a maior força possível, usaram-se os modelos com penetração de cimento de 4mm.

Nas figuras 4.21 e 4.22 são apresentados os gráficos com as tensões principais máximas para os 3 ensaios.

Verifica-se que apesar do aumento do valor da força aplicada nos 3 ensaios, as tensões principais máximas não aumentam significativamente, comparando os gráficos do subcapítulo anterior a estes agora apresentados. No entanto, a penetração de cimento no subcapítulo anterior era de 1mm, enquanto que nestes casos a penetração é de 4mm.

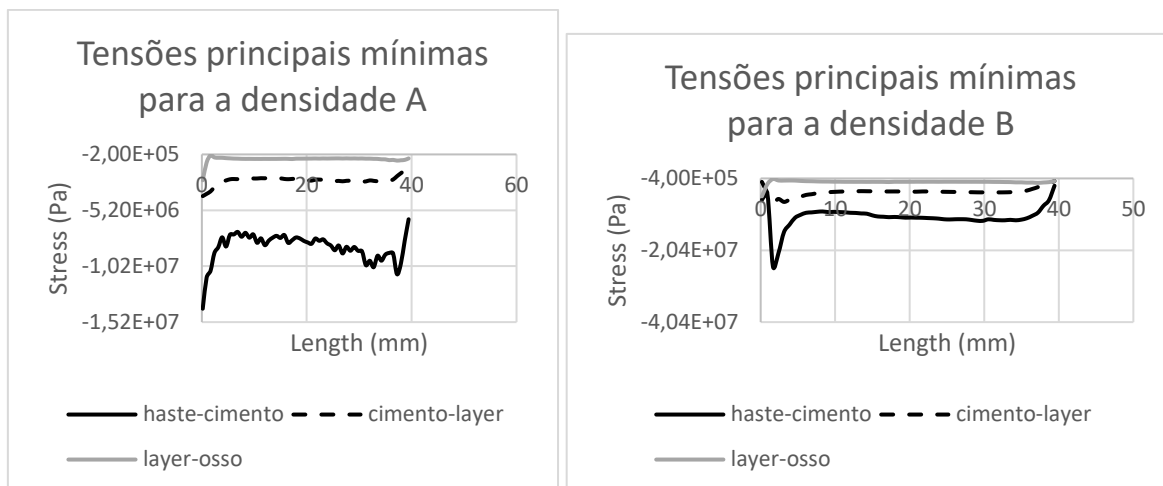


**Figura 4.21 – a) Tensões principais máximas para a densidade A com uma penetração de cimento de 4mm e com uma força aplicada de 750N b) Tensões principais máximas para a densidade B com uma penetração de cimento de 4mm e com uma força aplicada de 1750N**

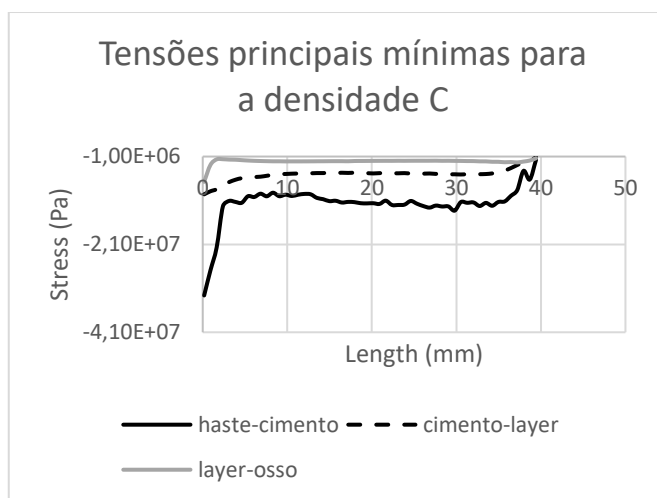


**Figura 4.22 - Tensões principais máximas para a densidade C com uma penetração de cimento de 4mm e com uma força aplicada de 2400N**

Nas figuras 4.23 e 4.24 são apresentados os gráficos com as tensões principais mínimas.



**Figura 4.23 - a) Tensões principais mínimas para a densidade A com uma penetração de cimento de 4mm e com uma força aplicada de 750N b) Tensões principais mínimas para a densidade B com uma penetração de cimento de 4mm e com uma força aplicada de 1750N**



**Figura 4.24 - Tensões principais mínimas para a densidade C com uma penetração de cimento de 4mm e com uma força aplicada de 2400N**

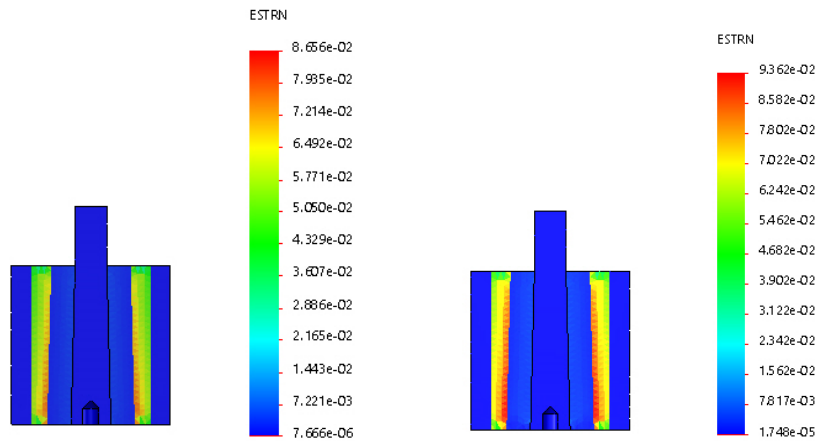
Nas figuras 4.25 e 4.26 são apresentadas as deformações equivalentes para as 3 simulações.

Observando estas duas figuras, verifica-se que as deformações mais elevadas se verificam para a simulação onde é usado o osso de densidade B. De acordo com os resultados obtidos anteriormente, pode-se dizer que esta simulação se encontra mais perto da tensão de rutura que as restantes.

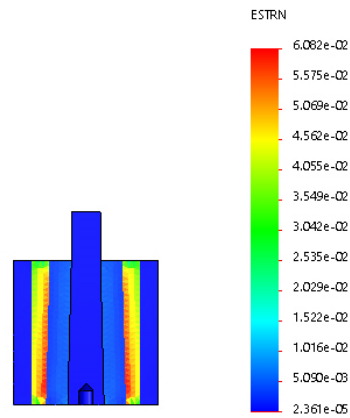
Comparando os resultados apresentados nestas figuras com os que são apresentados nas figuras 4.6 b), 4.9 b) e 4.12 b), podemos verificar que para o osso de densidade A, para um aumento de 250N, os valores das deformações equivalentes aumentaram em 64,5%.

Para a densidade B, para um aumento de 1250N, os valores das deformações equivalentes aumentaram em 311%.

Para a densidade C, para um aumento de 1900N, os valores das deformações equivalentes aumentaram em 380%.



**Figura 4.25 – a) Deformações equivalentes para a densidade A com uma força aplicada de 750 N e uma penetração de cimento de 4mm b) Deformações equivalentes para a densidade B com uma força aplicada de 1750 N e uma penetração de cimento de 4mm**



**Figura 4.26 - Deformações equivalentes para a densidade C com uma força aplicada de 2400 N e uma penetração de cimento de 4mm**

## Capítulo 5

# Ensaio experimentais

### 5.1 Introdução

Este capítulo tem como objetivo estudar a influência da densidade do osso esponjoso e dos possíveis graus de penetração do cimento no osso através de ensaios experimentais. As diferentes amostras foram sujeitas a ensaios de tração a uma velocidade de 10mm/min até ocorrer uma ruptura. Foram usadas 3 densidades de osso esponjoso e um tipo de osso cortical. As geometrias das peças as que já foram apresentadas no capítulo anterior.

### 5.2 Materiais e peças maquinadas

#### 5.2.1 Osso esponjoso

As espumas de poliuretano usadas foram fornecidas pela empresa Sawbones especializada no fabrico de materiais indicados para testes relacionados com a biomecânica. Estes tipos de espumas são usados ao invés de osso cadavérico para testes com implantes ortopédicos. Estas espumas, conhecidas como “closed cell polyurethane foam”, têm trabéculas com um tamanho idêntico à do osso esponjoso humano e são usadas na maior parte de testes onde se aplique cimento ósseo (75).



**Figura 5.1 - Exemplo das espumas usadas nos ensaios experimentais (75)**

Na tabela 5.1 são apresentadas as propriedades das 3 espumas usadas.

**Tabela 5.1 – Propriedades mecânicas e dimensões das trabéculas das 3 espumas**

Densidade			Tamanho das trabéculas	Módulo de Young (MPa)
Pounds per cubic foot (PCF)	(g/cc)	(kg/m <sup>3</sup> )		
7.5	0.12	120	0.5-2.5	12.4
10	0.16	160	0.5-2.0	23.0
12.5	0.20	200	0.5-1.5	47.5

No capítulo anterior usaram-se os termos de densidade A, B e C. Essas densidades correspondem às densidades 7.5, 10 e 12.5, respetivamente. Por conveniência, neste capítulo será utilizada a designação usada no capítulo anterior.

### 5.2.2 Osso cortical

O osso cortical utilizado foi também fornecido pela Sawbones e é composto por fibras de epoxy (75). O material usado tem a referência #3403-8 com 40mm de diâmetro exterior e 5mm de espessura. Na figura 5.2 pode-se ver exemplos destes materiais compósitos fornecidos pela Sawbones.



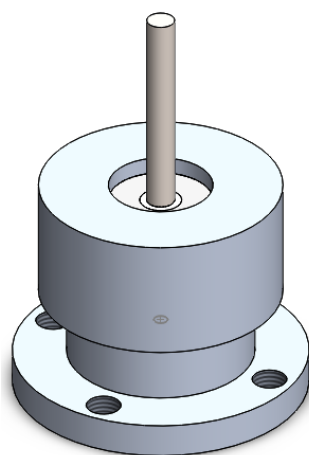
**Figura 5.2 - Material usado para o osso cortical (75)**

### 5.2.3 Desenvolvimento do sistema de ensaios

Foi desenvolvido um sistema de ensaios para replicar em todas as peças. Foi necessário desenhar duas peças em aço de forma a que o sistema pudesse ser montado na máquina de ensaios.

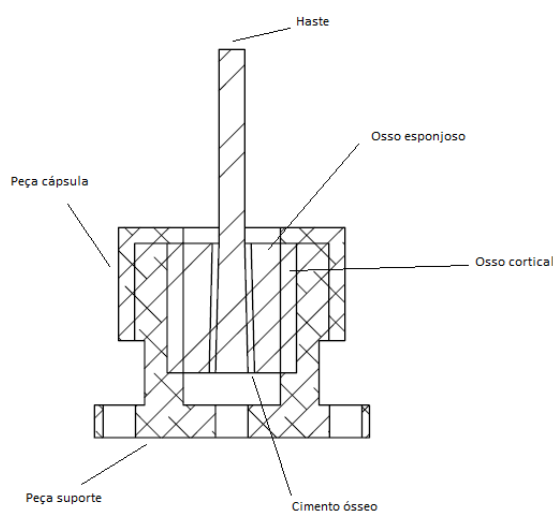
Na figura 5.3 é apresentado o modelo CAD do sistema.

A peça na base do sistema, a peça suporte, contém quatro furos com um diâmetro de 11mm, de forma a permitir a passagem de 4 parafusos que ligariam o sistema de ensaios à máquina. A peça no topo do sistema, a peça cápsula, enrosca na peça suporte, de forma a que os materiais cerâmicos se mantenham no interior do sistema.



**Figura 5.3 - Modelo CAD do sistema de ensaios**

Na figura 5.4 é feita a identificação das peças presentes nos ensaios experimentais.



**Figura 5.4 - Identificação das peças dos ensaios experimentais**

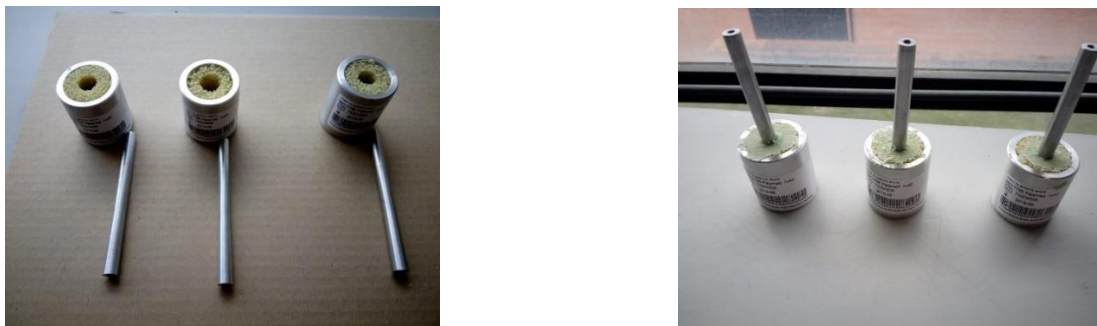
## 5.3 Preparação das amostras

### 5.3.1 Cimentação das hastes

A preparação do cimento foi feita manualmente numa tina com o auxílio de uma espátula. A mistura foi realizada num período de tempo entre os 2 e os 3 minutos, de forma a respeitar os tempos de aplicação sugeridos pelo fabricante.

Feita a mistura, a colocação do cimento no osso foi feita manualmente. O material foi inserido no furo de forma a preenchê-lo por completo e de seguida as hastes eram inseridas nos respectivos furos. De forma a confirmar a correta colocação da haste no furo, foi modelado e maquinado uma outra peça de auxílio. Nas figuras 5.5 a) e b) é possível observar essa peça. No

centro da peça existe um pino onde o furo existente nas hastes é inserido, confirmando a correta colocação desta. A existência desse furo pode ser verificada na imagem 4.13.



**Figura 5.5 – a) Antes da cimentação das hastes b) Após a cimentação das hastes**

Após cerca de 15 minutos desde o início da preparação do cimento, as amostras eram retiradas do copo.

De notar que em alguns casos as hastes não ficaram bem colocadas. Por vezes, a espessura do cimento não ficou igualmente distribuída ao longo do comprimento do furo. Devido à densidade do cimento, em alguns casos as hastes não eram introduzidas até ao fundo do copo de modo a inserir o pino no furo da haste, criando uma camada de cimento na base do osso esponjoso.

### 5.3.2 Colagem do osso esponjoso ao cortical

O passo seguinte no processo de preparação é a colagem do osso cortical ao esponjoso. Usou-se uma resina de epoxy composta por dois componentes. A mistura era feita com uma proporção de 10:6. O tempo de cura após a aplicação da resina foi de 5/6 dias.

Verificou-se após os primeiros ensaios que durante a realização dos mesmos, o conjunto haste, cimento e osso esponjoso se descolava do osso cortical, saindo intacto. Isto deveu-se ao facto de a superfície do osso cortical ser lisa e não ter rugosidades. A solução encontrada foi lixar a parte interior do osso cortical de modo a que a resina penetrasse nas pequenas saliências criadas. No entanto, apesar disso, em cerca de 10 ensaios realizados com o osso esponjoso de densidade mais elevada, apenas 1 correu como desejado. Apenas num se verificaram quebras durante os ensaios de tração, enquanto que nos restantes a haste descolou do cimento ou então descolava o osso cortical do osso esponjoso. Isto pode dever-se ao facto de o osso esponjoso de densidade C ter umas trabéculas muito pequenas da resina.

Na figura 5.6 é apresentado o exemplo de uma amostra após a colagem dos materiais.





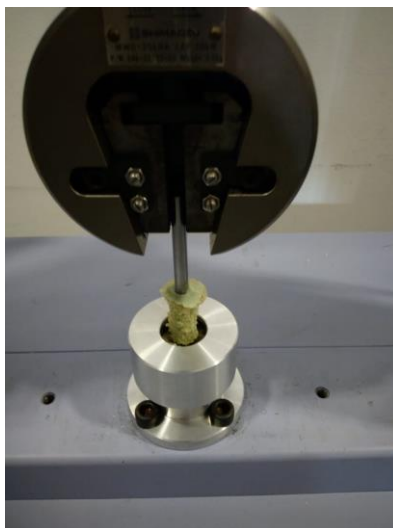
**Figura 5.6 - Amostra preparada**

## 5.4 Resultados experimentais

Nesta secção do trabalho, são apresentados os resultados obtidos nos ensaios experimentais. O objetivo é a análise do comportamento da interface cimento-osso para diferentes densidades de osso esponjoso até atingir a tensão de rutura da interface.

Os ensaios experimentais consistiram na aplicação de uma carga de tração uniaxial, usando a máquina disponível no Departamento de Engenharia Mecânica, Shimadzu AGS-10KnXD. A carga era aplicada com uma velocidade constante de 10mm/min.

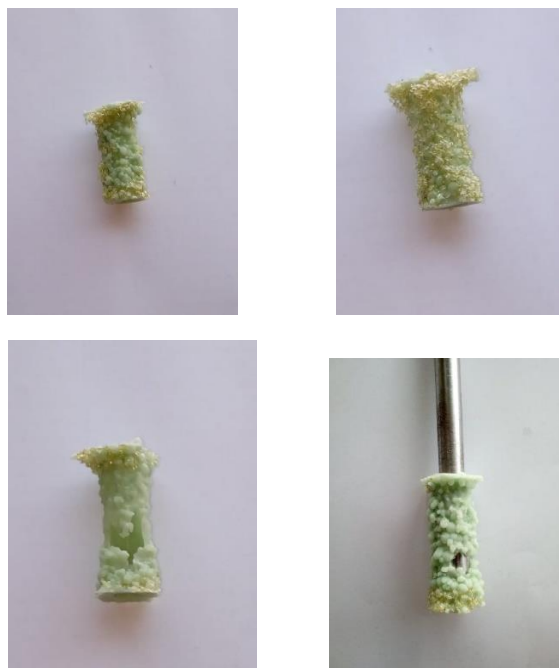
Na figura 5.7 é apresentada uma imagem da parte final dos ensaios, onde se pode ver a amostra final após a rutura na zona da interface.



**Figura 5.7 - Ensaio experimental**

### 5.4.1 Resultados para a densidade menor

Para este tipo de espuma foram realizados 4 ensaios. Na figura 5.12 são apresentadas as amostras resultantes dos 4 ensaios.



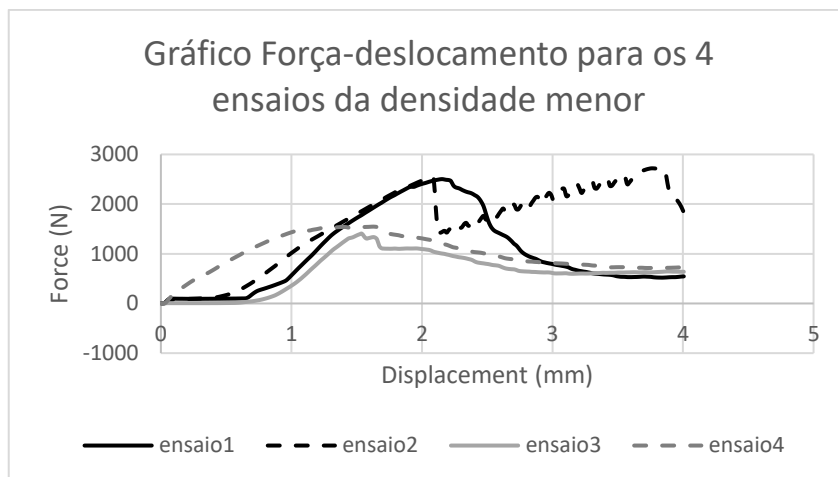
**Figura 5.12 – a) Amostra resultante do primeiro ensaio b) Amostra resultante do segundo ensaio c) Amostra resultante do terceiro ensaio d) Amostra resultante do quarto ensaio**

Na figura 5.13 é apresentado o gráfico com as curvas Força-deslocamento dos 4 ensaios.

Analisando a figura 5.13, é possível observar existem dois ensaios que atingem valores de pico perto dos 2500N e outros dois que apenas chegam aos 1500N. Os dois ensaios que obtiveram valores mais baixos foram o terceiro e o quarto, que correspondem às amostras onde existe um espaço da interface cimento-osso sem cimento, como se pode ver nas figuras 5.12 c) e d). Devido a um pequeno espaço sem cimento, a diferença entre as forças aplicadas nos ensaios 1 e 2 e nos ensaios 3 e 4 é de cerca de 1000N, que significa um aumento de 66% face à força aplicada nos ensaios 3 e 4.

Na curva do segundo ensaio verifica-se que ocorreram dois picos de força, sendo o segundo superior ao primeiro. Observando a figura 5.12 b), não é possível identificar uma razão clara para tal ter acontecido. Eventualmente pode dever-se a uma zona da região média da interface cimento-osso onde não tenha havido tanta penetração de cimento, ou mesmo até um mau aperto do sistema que levou a um deslocamento do mesmo.

Conclui-se que para estes quatro ensaios para a densidade menor, a força de rotura média é de cerca de 2000N.



**Figura 5.13 - Gráfico Força-Deslocamento para os 4 ensaios de densidade mais baixa**

## 5.4.2 Resultados para a densidade média

Para este tipo de espuma foram realizados 5 ensaios devido ao facto de ter sido necessário um maior número para tentar encontrar um padrão comportamental da interface, no entanto, num dos ensaios, o osso esponjoso descolou-se do osso cortical saindo intacto juntamente com a haste e o cimento e decidiu-se não o incluir neste estudo.

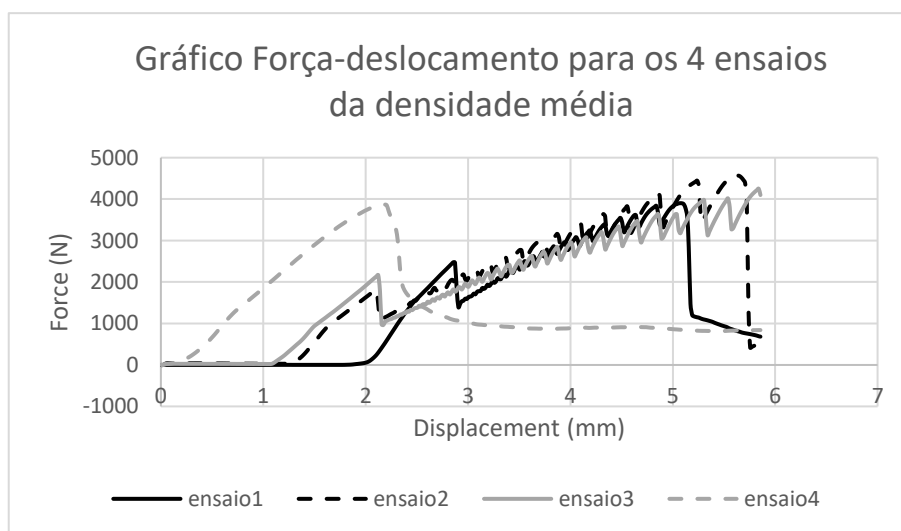
Na figura 5.14 é possível observar as amostras que resultaram dos ensaios realizados. Na figura 5.14 c) é apresentado apenas o osso esponjoso que ficou agarrado por completo ao osso cortical, pois a haste durante o ensaio soltou-se da amostra.



**Figura 5.14 - a) Amostra resultante do primeiro ensaio b) Amostra resultante do segundo ensaio c) Osso esponjoso e cortical após o terceiro ensaio d) Amostra resultante do quarto ensaio**

Na figura 5.15 é apresentado o gráfico das curvas Força-deslocamento para os ensaios com a espuma de densidade média.

Analizando o gráfico da figura 5.15 podemos verificar que nos ensaios 1,2 e 4, quando ocorreu uma rutura na interface cimento-osso, a tensão mais alta atingida é muito idêntica, rondando os 4000N, apesar de que essa tensão de pico no ensaio 4 é atingida mais cedo do que nos outros 2. Observando as figuras das respectivas amostras resultantes, não parece haver uma explicação óbvia, visto que a interdigitação do cimento parece ter sido muito idêntica, apesar de que na figura 5.14 d) é possível verificar que na zona superior da amostra existe pouco volume de osso esponjoso removido, comparativamente às figuras 5.14 a) e b) dos ensaios 1 e 2, respetivamente.



**Figura 5.15 - Gráfico Força-Deslocamento para os 4 ensaios de densidade média**

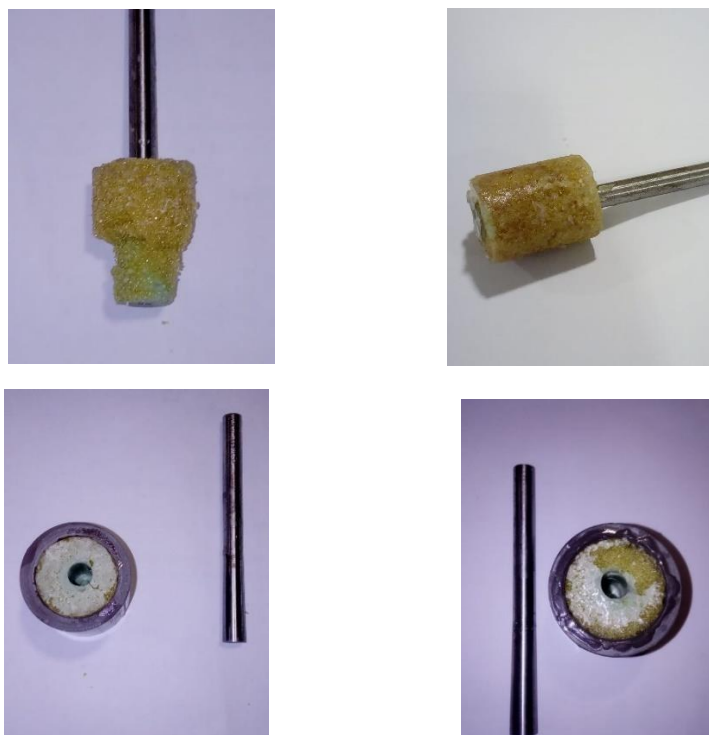
Relativamente ao terceiro ensaio, apesar não ter havido qualquer rutura na interface cimento-osso, verifica-se que a força aplicada ao longo deste tem valores muito idênticas às dos ensaios 1 e 2. Nestes 3 ensaios verifica-se até que houve uma pequena quebra na força aplicada por volta da mesma altura do ensaio. Não existe uma explicação óbvia para o que poderá ter causado isso nos ensaios 1 e 2, no entanto no terceiro ensaio poderá ter ocorrido no momento em que a haste se terá soltado numa zona em que a ligação com o cimento fosse mais forte, sendo que a força depois aplicada durante o ensaio terá tido a oposição da força de atrito entre a haste e o cimento. Para ter atingido valores tão altos, equiparáveis às dos ensaios 1 e 2, pode-se admitir que a interface haste-cimento, apesar de não haver nenhuma colagem nem interdigitação, era tão resistente quanto a interface osso-cimento dos primeiros dois ensaios.

Excluindo o terceiro ensaio, onde não ocorreu nenhuma rutura da interface cimento-osso, conclui-se que a força de rutura média da interface cimento-osso para os restantes 3 ensaios é de cerca de 4160N.

### 5.4.3 Resultados para densidade mais elevada

Tal como foi referido no subcapítulo 5.3.2, os ensaios com este tipo de espuma não foram tão bem-sucedidos quanto os de menor densidade. A razão pela qual isso poderá ter acontecido é o facto de o tamanho das trabéculas destas espumas serem demasiado pequenas para a densidade da resina, impedindo a penetração no osso. No entanto, um dos ensaios foi bem-sucedido.

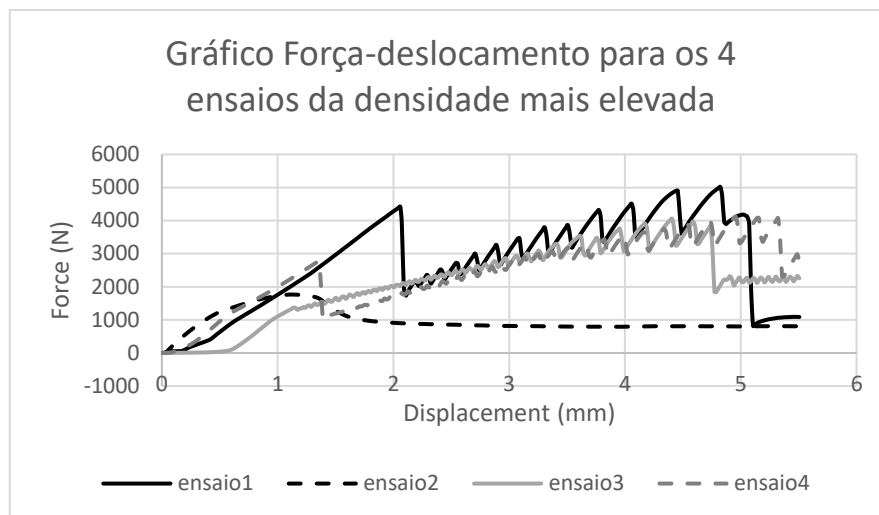
Nas figuras 5.16 são apresentadas as amostras resultantes de 4 ensaios, sendo que a figura 5.16 a) corresponde ao ensaio bem-sucedido. A figura 5.16 b) corresponde a um ensaio em que o osso esponjoso saiu intacto enquanto que as figuras 5.16 c) e d) apresentam amostras onde a haste se soltou durante o ensaio.



**Figura 5.16 - a) Amostra resultante do primeiro ensaio b) Amostra resultante do segundo ensaio c) Amostra resultante do terceiro ensaio d) Amostra resultante do quarto ensaio**

Na figura 5.17 é apresentado o gráfico das curvas Força-deslocamento para os ensaios com a espuma de densidade mais elevada.

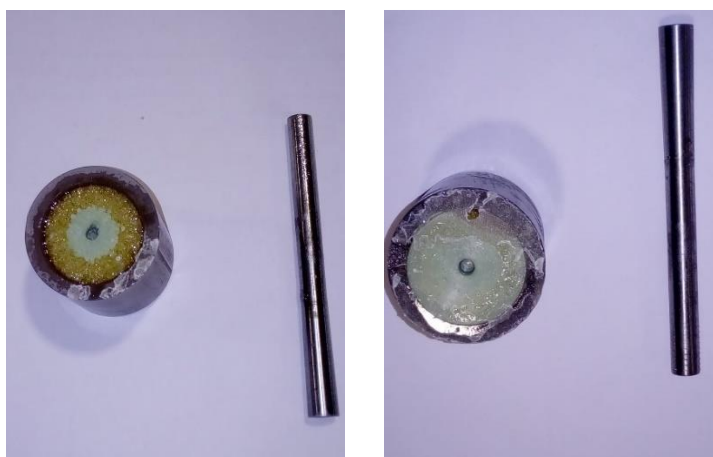
Como se pode observar, nos ensaios 3 e 4 em que as hastes se descolaram, os valores das forças são bastante idênticos, atingindo um valor de pico de 4000N, tal como no terceiro ensaio com a espuma de densidade média, verificando-se também que as interfaces haste-cimento nestes dois ensaios têm uma elevada resistência. No entanto, existe uma diferença entre estes dois ensaios.



**Figura 5.17 - Gráfico Força-Deslocamento para os 4 ensaios de densidade mais elevada**

Nas figuras 5.18 são apresentadas imagens da base das amostras resultantes dos ensaios 3 e 4.

Verifica-se que a base da quarta amostra tem uma grande camada de cimento que cobre por completo o osso esponjoso enquanto que na terceira amostra existe apenas uma pequena quantidade de cimento na base. A existência desta grande camada no quarto ensaio, pode explicar o facto de a haste se ter soltado. Quanto maior a camada na base, maior é a área de osso esponjoso abrangida por essa camada, maior terá que ser a força para originar uma rutura numa zona do osso esponjoso. No entanto, se antes de ocorrer uma rutura no osso esponjoso, for atingido o limite da resistência noutra zona, neste caso na interface haste-cimento, ocorrerá uma quebra e consequente separação dos materiais.



**Figura 5.18 – a) Base da amostra resultante do terceiro ensaio b) Base da amostra resultante do quarto ensaio**

No terceiro ensaio, apresentado na figura 5.18 a), a explicação terá que ver com o facto de a ligação osso esponjoso-osso cortical, criada pela resina, e a ligação na interface osso-cimento serem mais resistentes que a ligação na interface haste-cimento.

Relativamente ao primeiro ensaio, pode-se verificar que atinge uma força de pico de 5000N, superior às registadas em qualquer outro ensaio. A segunda mais alta foi atingida no segundo ensaio com a espuma de densidade média, em que o valor foi de 4500N. Observando a figura 5.16 a), verifica-se que houve uma grande quantidade de volume de osso esponjoso removido da amostra, substancialmente superior a todos os outros ensaios realizados. Analisando o gráfico da figura 5.17, pode-se verificar que existem dois picos de força distintos neste ensaio. O primeiro ensaio terá sido no momento em que houve a quebra na interface osso-cimento, enquanto que o segundo pico se deve à força de oposição que a ligação entre o osso cortical-osso esponjoso cria durante o ensaio. Tal poderá explicar a geometria do osso esponjoso arrancado. No entanto, se houve de facto uma quebra da interface osso-cimento aos 4500N, deveria ter ocorrido ao longo de todo o comprimento da interface e não só numa parte desta.

Relativamente ao segundo ensaio, pode-se observar na figura 5.16 b) que a resina não parece ter tido tempo suficiente para curar, embora tenham passado 6 dias desde a colocação da resina até ao dia do ensaio.

Na figura 5.19 é apresentado um gráfico com as curvas Força-Tempo dos primeiros ensaios com osso de menor e maior densidade e do quarto ensaio da densidade média.

Através da análise do gráfico da figura 5.19, pode-se observar que a rutura nos ensaios com as densidades de osso esponjoso mais baixa e média ocorrem relativamente ao mesmo tempo, coincidindo também com o primeiro pico de força do ensaio com osso de densidade mais elevada.

Verifica-se também um aumento do valor da força no momento de rutura da interface cimento-osso. Na densidade mais baixa, a rutura ocorre nos 2500N, enquanto que nas restantes rompe aos 3800N e 5000N, respetivamente. Isto significa um aumento de força em cerca de 52% da densidade mais baixa para a média e um aumento de 32% da densidade média para a densidade mais alta.

Pode-se concluir que a resistência estática da interface osso-cimento é ditada pelo tipo de osso que envolve a articulação, e não tanto pelo cimento utilizado na fixação.

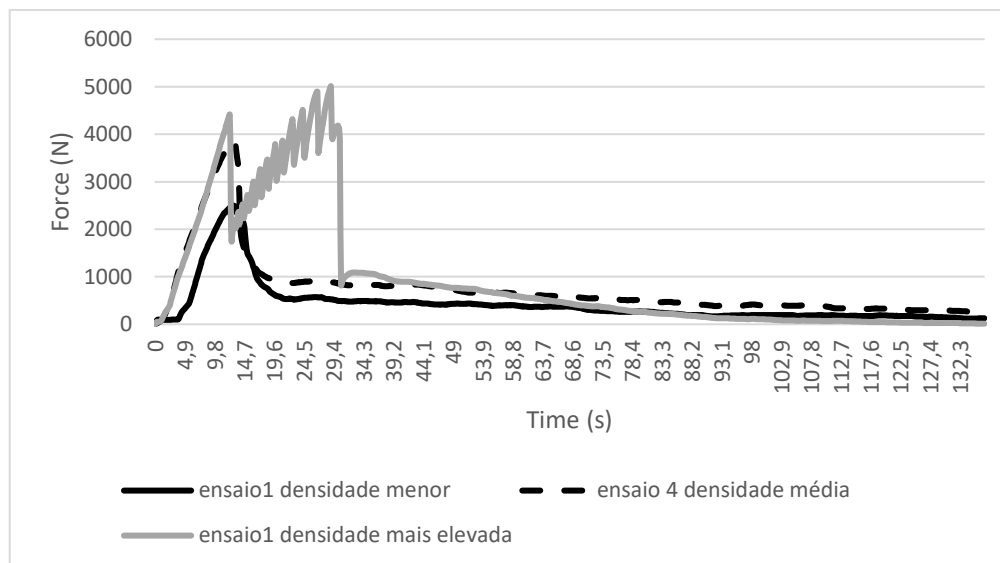


Figura 5.19 – Curvas Força-Tempo de um ensaio de cada densidade

## 5.5 Análise de penetração de cimento e volume de osso removido

Após os ensaios práticos, realizaram-se 2 micro-CTs à segunda amostra resultante com osso de menor densidade e à primeira amostra com osso de densidade média. Não se realizou para uma amostra de densidade mais elevada porque não foi possível retirar a amostra do primeiro ensaio da haste de aço.

Estes micro-CTs serviam para verificar que volume de osso esponjoso tinha sido arrancado das amostras e se possível comparar as penetrações do cimento nos diferentes tipos de espumas.

O primeiro passo foi calcular o volume teórico da amostra inicial de osso esponjoso. Visto que o furo interior tem um diâmetro que varia entre os 12 e os 14mm, para simplificar o cálculo, definiu-se um diâmetro constante de 13mm para calcular o seu volume e subtrai-lo ao volume total de um cilindro com 30mm de diâmetro. Usando a fórmula a seguir apresentada, foi possível calcular o volume dos 2 cilindros.

$$\pi * r^2 * h$$

Sendo que o  $r$  corresponde ao raio do cilindro e o  $h$  à altura.

Chegou-se ao resultado de  $5.31E^{-6}m^3$  para o cilindro de diâmetro 13mm,  $2.83E^{-5} m^3$  para o cilindro de diâmetro 30mm, obtendo um volume inicial de  $2.29E^{-5}m^3$ .

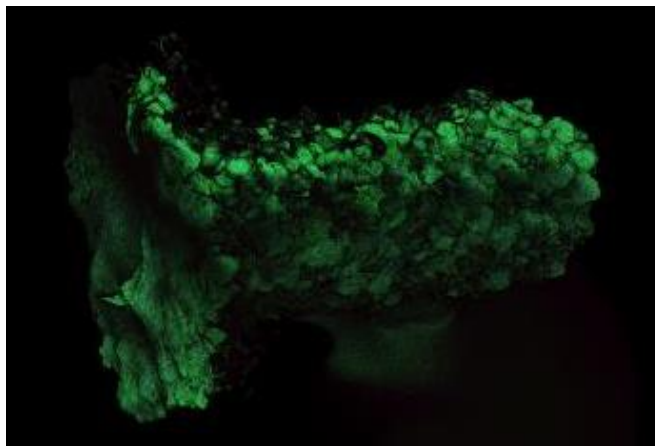
O tratamento das amostras foi realizado com o auxílio de investigadores do Centro de Tecnologia Mecânica e Automação de Aveiro (TEMA) e verificou-se que a percentagem de osso esponjoso nas amostras resultantes eram de 5,37 e 7,27% para a amostra de densidade menor e média, respetivamente

O valor de 5,37%, para a segunda amostra de densidade de osso inferior, corresponde a um volume de osso removido igual a  $4232,4 mm^3$ , que corresponde a cerca de 18,5% do volume inicial.



O valor de 7,27%, para a primeira amostra de densidade de osso média, corresponde a um volume de osso removido igual a 4049,9 mm<sup>3</sup>, que corresponde a cerca de 17,7% do volume inicial.

Na figura 4.20 é apresentada o micro-CT da amostra de menor densidade.



**Figura 5.20 – Micro-CT da amostra de menor densidade**

O objetivo de verificar a penetração de cimento das amostras analisadas não foi cumprido.



## Capítulo 6

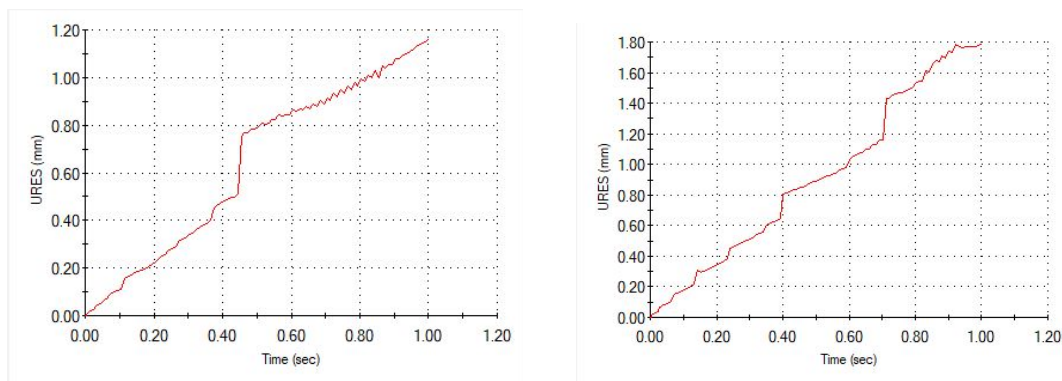
### Validação do modelo numérico

Para validar o modelo numérico, realizou-se uma comparação entre os gráficos Deslocamento-tempo do primeiro ensaio experimental com osso de menor densidade e de uma simulação dinâmica não-linear com o mesmo tipo de osso e com 1mm de penetração. Foram feitas comparações para 500N e 750N que correspondem a 1000 e 1500N nos ensaios experimentais. Para simplificar a computação da simulação, admitiu-se que as forças de 500N e 750N eram atingidas após 1s e o deslocamento a comparar seria o deslocamento final da face superior da haste devido ao facto de no ensaio prático, esta estar coincidente com o braço da máquina. O deslocamento do braço da máquina é o mesmo que o da face superior da haste.

**Tabela 4.4 - Comparação dos deslocamentos obtidos nas simulações dinâmicas**

Caso	Força (N)	Deslocamento (mm)
Real	1000	1,1728
Numérico	500	1,1606
Real	1500	1,3727
Numérico	750	1,7909

Na figura 6.1 são apresentados os gráficos deslocamento-tempo das duas simulações.



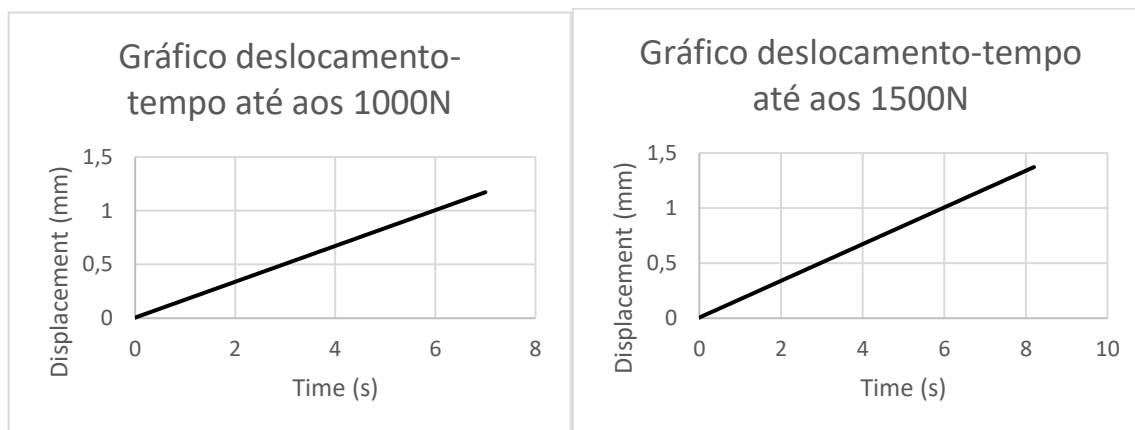
**Figura 6.1 – a) Gráfico obtido para uma força crescente até 500N b) Gráfico obtido para uma força crescente até 750N**

Na figura 6.2 são apresentados os gráficos deslocamento-tempo do ensaio experimental até atingir os 1000 e os 1500N.

Como se pode verificar, as curvas apresentam um aumento linear do deslocamento ao longo do tempo, ao contrário das curvas apresentadas na imagem 6.1. Isto deve-se ao facto de nas simulações o aumento de força ser linear ao longo de 1 segundo.

Nos ensaios experimentais, a variável de controlo de entrada foi a velocidade a que o braço da máquina se teria que deslocar, daí a curva deslocamento-tempo ser linear.

Nas simulações numéricas, a variável de controlo foi a variação de força ao longo de 1 segundo, que se definiu como linear para facilitar a computação, daí a variável de comparação para validação do modelo numérico ser o deslocamento final obtido quando a força atinge os valores de 500 e 750N.



**Figura 6.2 – a) Gráfico deslocamento-tempo obtido do ensaio experimental até aos 1000N b) Gráfico deslocamento-tempo obtido do ensaio experimental até aos 1500N**

Como se pode verificar, para a força mais elevada, os valores dos deslocamentos estão algo distantes, ao contrário da outra situação em que a diferença é de 0,0125mm, que equivale a um erro relativo de cerca de 1%. Para os 750N, a diferença é já de 0,3576mm que corresponde a um erro de 26%. Este erro pode significar que à medida que a força aumenta, menos fiável é o modelo pois o osso esponjoso apresentará uma menor rigidez na fase plástica, começando a atingir o limite de rutura.

## Capítulo 7

### Discussão

Este capítulo é dedicado à reflexão dos resultados numéricos e experimentais obtidos. Serve também para fazer uma comparação entre os resultados obtidos neste trabalho e em trabalhos anteriormente efetuados, onde embora o foco não fosse exatamente o mesmo, também se estudaram os comportamentos da interface osso-cimento em modelos numéricos e/ou experimentais.

De realçar que o estudo numérico realizado neste trabalho, é um estudo simplificado, que não teve em consideração tensões de corte e momentos que possam ocorrer em situações reais, não espelhando com exatidão os fenómenos que ocorrem em artroplastias cimentadas.

Apesar das diferentes definições na ligação entre a haste e o cimento, e a ligação na interface cimento-osso, obtiveram-se diversas conclusões que foram ao encontro dos estudos realizados anteriormente (58) (60) (62) (63). Nestes estudos, com informação obtida de micro-CTs realizados a espécimes de osso cadavérico, verificou-se que quanto maior for a penetração de cimento no osso e a área de contacto entre os materiais, mais resistente é a interface cimento-osso. Numérica e experimentalmente, observou-se que a maioria das deformações ocorrem na interface cimento-osso.

Os resultados experimentais demonstram que quanto maior a densidade do osso esponjoso, mais elevadas eram as forças aplicadas durante os ensaios até atingir a rutura da interface cimento-osso, sendo esse aumento mais acentuado da densidade menor para a densidade média. Numericamente, verificou-se que para diferentes densidades ósseas, qualquer que seja a penetração de cimento e para a mesma força de tração aplicada, as distribuições de tensões principais máximas ou mínimas nas interfaces haste-cimento, cimento-layer e layer-osso têm valores idênticos.

Outra característica importante para a resistência da ligação entre o osso e o cimento, referida em dois artigos (60) (62), era a área de contacto entre os dois materiais. Nas figuras 5.12 c) e 5.12 d) é possível observar duas amostras que resultaram dos ensaios, onde se pode verificar a falta de cimento numa zona da interface. Na figura 5.13 é possível verificar que a rutura da interface osso-cimento desses dois ensaios ocorreu para valores de força inferiores aos restantes. Os restantes ensaios quebraram apenas aos 2500N, enquanto que o terceiro e o quarto quebraram aos 1500N, sendo esta uma diferença de 66%. Pode-se então concluir que a área de contacto da interface osso-cimento é também um fator importante na resistência desta interface.

Experimentalmente verificou-se que a maior parte das ruturas ocorrem no osso esponjoso, junto da interface osso-cimento. As imagens das amostras resultantes apresentadas no capítulo 5, demonstram que grande parte da superfície dessas amostras são compostas por cimento intacto com osso esponjoso colado a este. Estes resultados estão de acordo com os resultados obtidos num estudo realizado anteriormente (63), onde se verificou que experimentalmente o osso deformou mais que o cimento, embora numericamente o cimento tenha tido maiores deformações. Noutro estudo realizado (60), verificou-se que numérica e experimentalmente, a maioria das ruturas tinham ocorrido no cimento próxima da zona interdigitada.

Decidiu-se também estudar as interfaces haste-cimento e *layer*-osso esponjoso pois verificou-se que na primeira, se apresentavam as tensões principais máximas e mínimas mais elevadas, e a segunda porque esta era composta também por cimento e osso. A primeira interface apesar de apresentar as tensões principais mais elevadas, é junto à interface *layer*-osso que ocorrem as maiores deformações.

Trabalhos anteriores verificaram numérica e experimentalmente que em tensão, a maioria das deformações ocorrem na interface cimento-osso (63). Neste trabalho verificou-se numericamente, que as maiores deformações ocorrem no osso esponjoso próximo da interface *layer*-osso que corresponde à zona que delimita o fim da zona interdigitada. Experimentalmente observou-se que as ruturas ocorriam no osso esponjoso próximo da interface cimento-osso. Se se considerar que a penetração de cimento é mínima ou quase nula devido à densidade elevada do cimento, a interface cimento-*layer* e *layer*-osso ficam coincidentes. Desta forma os resultados obtidos numérica e experimentalmente corroboram os resultados experimentais obtidos no estudo realizado anteriormente (63).

Observou-se que na interface haste-cimento ocorriam as maiores tensões principais máximas e mínimas, enquanto que as comparando nas interfaces cimento-*layer* e *layer*-osso esponjoso as tensões eram mais altas na primeira. Verificou-se que a densidade do osso esponjoso não tem influência nos valores das tensões principais obtidas nas interfaces haste-cimento e *layer*-osso, tal como se pode ver nas figuras 4.14, 4.15, 4.17 e 4.18. No subcapítulo 4.3.6 verificou-se que para a mesma densidade óssea e para a mesma penetração, as tensões principais máximas e mínimas têm valores mais elevados na interface haste-cimento, seguida da interface cimento-*layer* e *layer*-osso. Pode-se então concluir que a densidade óssea não tem tanta influência nos valores das tensões principais atingidas nas interfaces estudadas quanto a penetração do cimento no osso esponjoso.

A realização dos micro-Cts permitiu verificar que quanto mais denso é o osso, maior é a quantidade de volume de osso removido, embora a diferença seja mínima. No entanto, observando a figura 5.16 a) verifica-se que o volume de osso removido no primeiro ensaio com a densidade mais elevada, foi mais elevado do que o que foi removido das amostras analisadas, não havendo uma clara explicação para isso.

## Capítulo 8

### Conclusões

Os principais objetivos deste trabalho eram analisar os comportamentos da interface osso-cimento de uma artroplastia cimentada quando sujeita a esforços de tração, variando a densidade do osso esponjoso e a penetração do cimento ósseo.

A realização dos ensaios experimentais em conjugação com as simulações numéricas permitem concluir que após uma artroplastia cimentada, independentemente da densidade do osso esponjoso, e da penetração do cimento, a zona crítica será a interface cimento-osso, onde ocorrem as maiores deformações.

Experimentalmente verificou-se que as ruturas ocorrem no osso esponjoso junto à interface-cimento, mantendo-se o cimento intacto.

Pode-se concluir que ossos esponjosos mais densos, que correspondem a ossos de pacientes saudáveis e/ou mais jovens, criam um interface osso-cimento e uma estrutura mais resistente e conseguem suportar cargas mais elevadas antes de atingir o limite de rutura comparativamente a osso esponjosos menos densos, que correspondem a osso de pacientes com patologias e/ou de idade mais avançada.

A penetração de cimento é outro fator preponderante na resistência, não só da interface cimento-osso, como das restantes interfaces e da estrutura em si. Quanto maior for a penetração de cimento no osso, mais resistente se torna a interface cimento-osso, podendo suportar cargas mais elevadas até atingir o limite de rutura.





## Capítulo 9

### Trabalhos futuros

Visto que o objetivo de controlar a interdigitação das amostras não foi bem-sucedido, sugere-se que em trabalhos futuros, se estude a interdigitação nos modelos experimentais, para se obterem dados mais conclusivos relativamente à importância da interdigitação e penetração do cimento ósseo no osso esponjoso.

Inicialmente era pretendido estudar a influência de diferentes raspas no osso esponjoso, no entanto, tal não foi cumprido. Como tal sugere-se também o uso de diferentes raspas no osso esponjoso, de forma a estudar o comportamento do cimento no momento de injeção no osso, e consequentemente a sua penetração.

Por último sugere-se que os modelos experimentais sejam compostos apenas por uma metade dos modelos usados neste trabalho, de forma a ser possível observar o comportamento dos diferentes materiais durante os ensaios práticos. Este aspeto era também um dos objetivos iniciais deste trabalho, de forma a ser possível observar o comportamento dos materiais durante os ensaios.



# Referências

1. Magalhães, Lana. "*Esqueleto axial*". [Online] [Citação: 28 de Janeiro de 2019.]. Available from: <https://www.todamateria.com.br/esqueleto-axial/>.
2. N. authors Listed, "*Ossos*". [Online] [Citação: 20 de Outubro de 2018.]. Available from: <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/ossos>.
3. N. authors Listed, "*Sistema Esquelético*". [Online] [Citação: 20 de Outubro de 2018.]. Available from: <https://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-esqueletico/>.
4. Ramalho, Arsénio César Amoreira. "*Desenvolvimento e caracterização de cimentos ósseos inovadores*". [master's thesis on the Internet]. Cascais [Portugal]: Universidade da Beira Interior, Faculdade das Ciências da Saúde, 2010 [Citação: 05 de Março de 2018]. Available from: <https://ubibliorum.ubi.pt/handle/10400.6/2302>.
5. N. authors Listed, "*Osso*". [Online] [Citação: 26 de Outubro de 2018.]. Available from: <https://www.medipedia.pt/home/home.php?module=artigoEnc&id=365>.
6. N. authors Listed, "*Tecido ósseo*". [Online] [Citação: 3 de Novembro de 2018.]. In: Tecidos do Corpo humano e suas patologias [Internet]. Available from: [tecidoshumanosesuaspatologias.blogspot.com/2013/04/tecido-osseo.html](http://tecidoshumanosesuaspatologias.blogspot.com/2013/04/tecido-osseo.html).
7. N. authors Listed, "*Fratura e formação de calo ósseo*". [Online] [Citação: 3 de Novembro de 2018.]. Available from: [anatpat.unicamp.br/lamosso3.html](http://anatpat.unicamp.br/lamosso3.html).
8. N. authors Listed, "*Osteossarcoma*". [Online] [Citação: 25 de Junho de 2019.]. Available from: [anatpat.unicamp.br/lamosso4.html](http://anatpat.unicamp.br/lamosso4.html).
9. N. authors Listed, "*Canal de Havers*". [Online] [Citação: 13 de Novembro de 2018.]. Available from: [questoesdefisiocomentadas.wordpress.com/tag/canal-de-harvers/](http://questoesdefisiocomentadas.wordpress.com/tag/canal-de-harvers/).
10. N. authors Listed, "*Osso cortical, Osso trabecular*". [Online] [Citação: 26 de Outubro de 2018.]. Available from: <https://www.coursehero.com/file/18201006/Aula-20120227/>
11. Singh, Arul Pal. "*Woven Bone and Lamellar Bone*". [Online] [Citação: 10 de Junho de 2019.]. Available from: <https://www.boneandspine.com/woven-bone-and-lamellar-bone/>.
12. N. authors Listed, "*Canaliculi*". [Online] [Citação: 23 de Junho de 2019.]. Available from: <https://medical-dictionary.thefreedictionary.com/canaliculi>.
13. Desiré Brits, Maryna Steyn, Ericka N L' Abbé. "*A histomorphological analysis of human and nonhuman femora*". "*Int J Legal Med*". 2014; 128(2):369-377. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23604414> DOI: 10.1007/s00414-013-0854-3
14. N. authors Listed, "*Osteon*". [Online] [Citação: 23 de Junho de 2019.]. Available from: <https://educalingo.com/pt/dic-pl/osteon>.
15. Verbruggen, Stefaan W. "*Mechanobiological Origins os Osteoporosis*" [PhD final thesis on the Internet]. Galway [Ireland]: National University of Ireland, 2013 [Citação: 09 de Julho de 2019]. September: 7-10. Available from:

[https://www.researchgate.net/publication/317233018\\_Mechanobiological\\_Origins\\_of\\_Osteoporosis](https://www.researchgate.net/publication/317233018_Mechanobiological_Origins_of_Osteoporosis)

16. N. authors Listed. [Online] [Citação: 28 de Abril de 2019.]. Available from: [www.sciencesource.com](http://www.sciencesource.com).

17. N. authors Listed, "*Sistema Esquelético*". [Online] [Citação: 28 de Abril de 2019.]. Available from: <http://estudos-na-web.blogspot.com/2017/07/sistema-esqueletico.html>.

18. N. authors Listed, "*Spongy Bone*". [Online] [Citação: 3 de Novembro de 2018.]. Available from: <https://www.biologydictionary.net/spongy-bone/>.

19. Lopes, Ana Isabel Fernandes. "*Osteoporose e o envelhecimento*" [master's thesis on the Internet]. Coimbra[Portugal]: Universidade de Coimbra, Faculdade de Medicina, 2014 [Citação: 18 de Março de 2019]. Available from: <https://estudogeral.sib.uc.pt/handle/10316/31050>

20. Simões, Dr<sup>a</sup> Engénia. "*Osteoporose*"[Online]. Lisboa: Instituto Português de Reumatologia [Citação: 8 de Junho de 2019.]. Available: <http://www.ipr.pt/index.aspx?p=MenuPage&MenuId=198>.

21. N. authors Listed, "*Osteoporosis and related bone deceases national resource center*". [Online] [Citação: 8 de Junho de 2019.]. Available from: <https://www.bones.nih.gov>.

22. K.D. Cashman, F. Ginty. "*Age-Related Changes in Bone Mass*". In: Elsevier Science Ltd, editor. Encyclopedia of Food Science and Nutrition [Internet]. Baltimore: Academic Press; 2003 [Citação: 10 de Junho de 2019]; [1009-1015]. Available from: <https://www.sciencedirect.com/topics/agricultural-and-biological-sciences/bone-mass>

23. N. authors Listed, "*Artroplastia do Quadril*". [Online] [Citação: 6 de Junho de 2019.]. Available from: <http://cirurgiadoquadril.org/procedimento/artroplastia-do-quadril/>.

24. Matos, Denise Regina. "*Qualidade de vida e Reabilitação: Casos cirúrgicos de artroplastia total do quadril*" ResearchGate [Internet]. 2006 [Citação: 02 de Julho de 2019]; January. Available from: [https://www.researchgate.net/publication/48928663\\_Qualidade\\_de\\_vida\\_e\\_reabilitacao\\_casos\\_cirurgicos\\_de\\_artroplastia\\_total\\_do\\_quadril](https://www.researchgate.net/publication/48928663_Qualidade_de_vida_e_reabilitacao_casos_cirurgicos_de_artroplastia_total_do_quadril)

25. N. authors Listed, "*Arthroplasty*", "*Johns Hopkins Medicine*". [Online] [Citação: 7 de Junho de 2019.]. Available from: <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/arthroplasty>.

26. N. authors Listed, "*Arthroplasty*", "*Encyclopedia of Surgery*". [Online] [Citação: 7 de Junho de 2019.]. Available from: <https://www.surgeryencyclopedia.com/A-Ce/Arthroplasty.html>.

27. N. authors Listed, "*Total Knee Arthroplasty and Revision*", "*Team Bones*". [Online] [Citação: 26 de Junho de 2019.]. Available from: <https://teambone.com/education/education-clinical/total-joint-arthroplasty/total-knee-arthroplasty-and-revisions/>.

28. Peter Cnudde, Ola Rolfson, Szilard Nemes, Johan Karholm, Clas Rehnberg, Cecilia Rogmark, John Timperley, Goran Garellick. "*Linking Swedish Health data registers to establish a research database and a shared decision-making tool in hip replacement*". "*BioMed Central*" [Internet]. 2016 [Citação: 02 de Julho de 2019]; 17(1): 414. Available from: [https://www.researchgate.net/publication/309013502\\_Linking\\_Swedish\\_health\\_data\\_registers\\_t](https://www.researchgate.net/publication/309013502_Linking_Swedish_health_data_registers_t)

o\_establish\_a\_research\_database\_and\_a\_shared\_decision-making\_tool\_in\_hip\_replacement  
DOI: 10.1186/s12891-016-1262-x

29. Aletaha, D. "2010 Rheumatoid arthritis classification criteria: An American College of Rheumatology/ European League Against Rheumatism collaborative initiative". *"Journal of the American College of Rheumatology"* [Internet]. 2010 [Citação: 03 de Julho de 2019]; 69(9): 1580-1588. Available from:  
[https://www.researchgate.net/publication/45603287\\_2010\\_Rheumatoid\\_Arthritis\\_Classification\\_Criteria\\_An\\_American\\_College\\_of\\_RheumatologyEuropean\\_League\\_Against\\_Rheumatism\\_Collaborative\\_Initiative](https://www.researchgate.net/publication/45603287_2010_Rheumatoid_Arthritis_Classification_Criteria_An_American_College_of_RheumatologyEuropean_League_Against_Rheumatism_Collaborative_Initiative) DOI: 10.1136/ard.2010.138461

30. G.S.Firestein. "Evolving concepts of rheumatoid arthritis". *"Nature research journal"* [Internet]. 2003 [Citação: 03 de Julho de 2019]; 423 (6937):356-381. Available from:  
<https://www.nature.com/articles/nature01661> DOI:10.1038/nature01661

31. Gabrie, S. "The epidemiology of rheumatoid arthritis". *"Rheumatic Disease Clinics of North America"* [Internet]. 2001 [Citação: 03 de Julho de 2019]; 27(2): 269-281. Available from:  
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889857X05702015> DOI: 10.1016/S0889-857X(05)970201-5

32. J.S.Smolen, D. Aletaha, M. Koeller, M.H.Weisman, P.Emery. "New therapies for treatment of rheumatoid arthritis". *"The Lancet"* [Internet]. 2007 [Citação: 03 de Julho de 2019]; 370(9602): 1861-1874. Available from:  
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0140673607607843> DOI: 10.1016/S0140-6736(07)60784-3

33. J. Guerra, M. Steinberg. "Current Concepts Review Distinguishing Transient Osteoporosis from Avascular Necrosis of the Hip". *"The Journal of Bone and Joint Surgery"* [Internet]. 1995 [Citação: 03 de Julho de 2019]; 77(4): 616-624. Available from:  
[https://journals.lww.com/jbjsjournal/Citation/1995/04000/Distinguishing\\_transient\\_osteoporosis\\_from.17.aspx](https://journals.lww.com/jbjsjournal/Citation/1995/04000/Distinguishing_transient_osteoporosis_from.17.aspx)

34. M. Mont, D. Hungerford. "Current Concepts Review: Non-Traumatic Avascular Necrosis of the Femoral Head". *"The journal of Bone and Joint Surgery"* [Internet]. 1995 [Citação: 03 de julho de 2019]; 77(3): 459-474. Available from:  
[https://journals.lww.com/jbjsjournal/Citation/1995/03000/Non\\_traumatic\\_avascular\\_necrosis\\_of\\_the\\_femoral.18.aspx](https://journals.lww.com/jbjsjournal/Citation/1995/03000/Non_traumatic_avascular_necrosis_of_the_femoral.18.aspx)

35. D.T.Felson, R.Lawrence, P.Dieppe, R.Hirsh. "NIH Conference Osteoarthritis: New Insights. 2000". *"Annals of Internal Medicine"* [Internet]. 2000 Oct 17; Ann Intern Med, 2000 [Citação: 04 de Julho de 2019]. 33(8): 635-646. Available from:  
<https://annals.org/aim/fullarticle/713937/osteoarthritis-new-insights-part-1-disease-its-risk-factors>

36. R. Altman et al. "The American College of Rheumatology criteria for the classification and reporting of the osteoarthritis of the hip". *"Arthritis and Rheumatism"* [Internet]. 1991[ Citação: 04 de Julho de 2019] ; 34(5): 505-514. Available from:  
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/art.1780340502> DOI: 10.1002/art.1780340502

37. Jonny Karunia Fajar, Taufan Taufan, Muhammad Syarif, Azharuddin Azharuddin "Hip geometry and femoral neck fractures: A meta-analysis". "Journal of Orthopedic Translation" [Internet]. 2018 [Citação: 04 de Julho de 2019]; 13: 1-6. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214031X17300372> DOI: 10.1016/j.jot.2017.12.002
38. Thierry Pauyo, Justin Drager, Anthony Albers, Edward J. Harvey. "Management of femoral neck fractures in the young patient: A critical analysis review". "World Journal of Orthopedics" [Internet]. 2014 (Citação: 04 de Julho de 2019); 5(3): 204-217. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4095012/> DOI: 10.5312/wjo.v5.i3.204
39. N. authors Listed , "Revision Total Hip Replacement". "OrthoInfo". [Online] [Citação: 27 de Junho de 2019.]. Available from: [orthoinfo.aaos.org/en/treatment/revision-total-hip-replacement/](http://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/revision-total-hip-replacement/).
40. Adam C. Marsh et al. "Long-term performance and failure of orthopedic devices". In: Kendell M. Pawelec, Josep A. Planell, editor. Bone Repair Biomaterials [Internet]. Woodhead Publishing, 2019. [Citação: 05 de Julho de 2019], [about 4 p.} Available from: <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/aseptic-loosening>
41. N. authors Listed , "Joint Replacement Infection". "OrthoInfo". [Online] 2014. [Citação: 27 de Junho de 2019.]. Available from: [orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/joint-replacement-infection/](http://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/joint-replacement-infection/).
42. D'jon Lopez, Isabel Leach, Elinor Moore, Alan R.Norrish. "Management of the Infected Total Hip Arthroplasty". "Indian Journal of Orthopaedics" [Internet]. 2017 [Citação: 05 de Julho de 2019]; 51(4): 397-404. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5525520/> DOI: 10.4103/ortho.IJOrtho\_307\_16
43. Khaled J. Saleh, Mouhanad M. El Othmani, Tony H. Tzeng, William M. Mihalko, Monique C. Chambers, Thomas M. Grupp. "Acrylic Bone Cement in Total Joint Arthroplasty: A Review". "Journal of Orthopaedic Research" [Internet]. 2016 [Citação: 05 de Julho de 2019]; 34(5): 737-744. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/jor.23184> DOI: 10.1002/jor.23184
44. Sood, Vivek. "Cemented vs. Cementless Alternatives in Joint Replacement", "Arthritis-health". [Online] [Citação: 7 de Junho de 2019.]. Available from: <https://www.arthritis-health.com/surgery/shoulder-surgery/cemented-vs-cementless-alternatives-joint-replacement>.
45. Joanna Maggs, Matthew Wilson. "The Relative Merits of Cemented and Uncemented Prothesis in Total Hip Arthroplasty". "Indian Journal of Orthopaedics" [Internet]. 2017 [Citação: 07 de Junho de 2019]; 51(4): 377-385. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5525518/> DOI: 10.4103/ortho.IJOrtho\_405\_16
46. N. authors Listed, "THR: Cemented and uncemented", "BoneSmart". [Online] [Citação: 3 de Novembro de 2018.]. Available from: [bonesmart.org/forum/threads/thr-cemented-and-uncemented.7692/](http://bonesmart.org/forum/threads/thr-cemented-and-uncemented.7692/).
47. P. Wang, L. Zhao, W. Chen, X. Liu, M. D. Weir, H. H. K. Xu. "Stem Cells and Calcium Phosphate Cement Scaffolds Bone Regeneration". "Journal of Dental Research" [Internet]. 2014 [Citação: 05

de Julho de 2019]; 93(7): 618-625. Available from:

<https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0022034514534689> DOI:

10.1177/0022034514534689

48. Jingtao Zhang, Franck Tancret, Weizhen Liu, Jean-Michel Bouler. "Review: Calcium Phosphate Cements (CPCs) for bone substitution: chemistry, handling and mechanical properties". "Acta Biomaterialia" [Internet]. 2013 [Citação: 05 de Julho de 2019]; 10(3): 1035-1049. Available from: [https://www.researchgate.net/publication/258526615\\_Review\\_Calcium\\_Phosphate\\_Cements\\_CP\\_Cs\\_for\\_bone\\_substitution\\_chemistry\\_handling\\_and\\_mechanical\\_properties](https://www.researchgate.net/publication/258526615_Review_Calcium_Phosphate_Cements_CP_Cs_for_bone_substitution_chemistry_handling_and_mechanical_properties) DOI: 10.1016/j.actbio.2013.11.001

49. Mohammad Ali Saghir, Jafar Orangi, Armen Asatourian, James L. Gutmann, Franklin Garcia-Godoy, Mehrdad Lofti, Nader Sheibani. "Calcium silicate-based cements and functional impacts of various constituents". "Dental Materials Journal" [Internet]. 2017 [Citação: 05 de Julho de 2019]; 36(1): 8-18. Available from: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/36/1/36\\_2015-425/\\_article/-char/ja](https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/36/1/36_2015-425/_article/-char/ja) DOI: 10.4012/dmj.2015-425

50. Georgeta Voicu, Alexandru Mihai Popa, Alina Ioana Badanoiu, Florin Iordache. "Influence of Thermal Treatment Conditions on the Properties of Dental Silicate Cements". In: Alexandru Mihal Grumezescu, editor. "Molecules" [Internet]. Romania: MDPI AG, 2016 [Citação: 05 de Julho de 2019]; 21(2). Available from: <https://www.mdpi.com/1420-3049/21/2/233>

51. Amira Mohammad Samy Mostafa, Mohammad Yousry Anwar Hassan, Mohammad Ali Elyasaky, Maha Ahmad Niazy, Mohammad Abbas Masoud. "Setting Time of an Experimental Calcium Silicate Based Cement Versus Angelus White MTA and Sinai White Portland Cement". "EC Dental Science" [Internet]. Vol. 3, 2018 [Citação: 05 de Julho de 2019]. Available from: <https://www.semanticscholar.org/paper/Setting-Time-of-an-Experimental-Calcium-Silicate-Mostafa-Hassan/33090bf9b8696c62fde9ec362f815dca5b0efea3>

52. J.P.Davies, M. Jasty, D.O.O'Connor, D.W.Burke, T.P.Harrigan, W.H.Harris. "The Effect of Centrifuging Bone Cement". "Massachusetts General Hospital and the Harvard Medical School" [Internet]. 1989 [Citação: 05 de Julho de 2019]; 71(1): 39-42. Available from: [http://www.nordic.stryker.com/st\\_pdf\\_effects\\_of\\_centrifuging.pdf](http://www.nordic.stryker.com/st_pdf_effects_of_centrifuging.pdf)

53. Wang, Jian-Sheng. "The Benefit of Vacuum Mixing". In: Steffen Breusch, Henrik Malchau, editor. The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty [Internet]. Springer; 2005 [Citação: 05 de Julho de 2019]; 107-112. Available from: [https://link.springer.com/chapter/10.1007/3-540-28924-0\\_12](https://link.springer.com/chapter/10.1007/3-540-28924-0_12)

54. Muli Hu, Zhiwei He, Fengxuan Han, Chen Shi, Pinghui Zhou, Feng Ling, Xuesong Zhu, Huilin Yang, Bin Li. "Reinforcement of calcium phosphate cement using alkaline-treated silk fibroin". "International Journal of Nanomedicine". 2018; 13: 7183-7193. Available from: [https://www.researchgate.net/publication/328837321\\_Reinforcement\\_of\\_calcium\\_phosphate\\_cement\\_using\\_alkaline-treated\\_silk\\_fibroin](https://www.researchgate.net/publication/328837321_Reinforcement_of_calcium_phosphate_cement_using_alkaline-treated_silk_fibroin)

55. Qingpan Zhai, Fengxuan Han, Zhiwei He, Chen Shi, Pinghui Zhou, Caihong Zhu, Qianping Guo, Xuesong Zhu, Huilin Yang, Bin Li. "The "Magnesium Sacrifice" Strategy Enables PMMA Bone Cement Partial Biodegradability and Osseointegration Potential". "International Journal of Molecular Sciences" [Internet]. 2018 [Citação: 05 de Julho de 2019]; 19(6): 1746. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6032233/> DOI: 10.3390/ijms19061746



56. Ian D. Learmouth, editor. "Interface in Total Hip Arthroplasty" [Internet]. Springer, 2000 [Citação: 06 de Julho de 2019]. Available from: [https://books.google.pt/books?id=G9JJKlPuCCQC&pg=PA15&dq=stem+fixed+to+cement&hl=pt-PT&sa=X&ved=0ahUKEwidkNyd9NzjAhUJEBQKHY\\_JDeAQ6AEIMTAB#v=onepage&q=stem%20fixed%20to%20cement&f=false](https://books.google.pt/books?id=G9JJKlPuCCQC&pg=PA15&dq=stem+fixed+to+cement&hl=pt-PT&sa=X&ved=0ahUKEwidkNyd9NzjAhUJEBQKHY_JDeAQ6AEIMTAB#v=onepage&q=stem%20fixed%20to%20cement&f=false)
57. A.M. Ahmed, S. Raab, J.E. Miller. "Metal/Cement interface strength in cemented stem fixation". "Journal of Orthopaedic Research" [Internet]. 1984 [Citação: 06 de Julho de 2019]; 2(2): 105-118. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jor.1100020201> DOI:10.1002/jor.1100020201
58. Kenneth A. Mann, Mark A. Miller, Richard J. Cleary, Dennis Janssen, Nico Verdonschot. "Experimental Micromechanics of the Cement-Bone Interface". "Journal of Orthopaedic Research" [Internet]. 2008 [Citação: 13 de Março de 2018]; 26(6): 872-879. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2405909/> DOI: 10.1002/jor.20575
59. Chun-Lin Zhang, Guo-Qi Shen, Kun-Peng Zhu, Dong-xu Liu. "Biomechanical effects of morphological variations of the cortical wall at the bone-cement interface". "Journal of Orthopaedic Surgery and Research" [Internet]. 2016 [Citação: 06 de Julho de 2019]; 11(1): pp. 72. Available from: <https://josr-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13018-016-0405-y> DOI: 10.1186/s13018-016-0405-y
60. Daan Waanders, Dennis Janssen, Kenneth A. Mann, Nico Verdonschot. "The mechanical effects of different levels of cement penetration at the cement-bone interface". "Journal of Biomechanics" [Internet]. 2009 [Citação: 13 de Março de 2018]; 43(6): 1167-1175. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2849873/> DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.11.033
61. Daan Waanders, Dennis Janssen, Kenneth A. Mann, Nico Verdonschot. "The effect of cement creep and cement fatigue damage on the micromechanics of the cement-bone interface". "Journal of Biomechanics" [Internet]. 2010 [Citação: 13 de Março de 2018]; 43(15): 3028-3034. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2975749/> DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.06.031
62. Dennis Janssen, Kenneth A. Mann, Nico Verdonschot. "Micromechanical modeling of the cement-bone interface: the effect of friction, morphology and material properties on the micromechanical response". "Journal of Biomechanics" [Internet]. 2008 [Citação: 13 de Março de 2018]; 41(15): 3158-3163. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2613656/> DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.08.020
63. Dennis Janssen, Kenneth A. Mann, Nico Verdonschot. "Finite element simulation of cement-bone interface micromechanics; a comparison to experimental results". "Journal of Orthopaedic Research" [Internet]. 2009 [Citação: 13 de Março de 2018]; 27(10): 1312-1318. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2802538/> DOI: 10.1002/jor.20882
64. Michael Wyatt, Gary Hooper, Christopher Frampton, Alastair Rothwell. "Survival outcomes of cemented compared to uncemented stems in primary total hip replacement". "World Journal of Orthopedics" [Internet]. 2014 [Citação: 02 de Julho de 2019]; 5(5): 591-596. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4133466/> DOI: 10.5312/wjo.v5.i5.591



65. N. authors Listed, "Artroplastia do Quadril". [Online] [Citação: 8 de Junho de 2019.]. Available from: <https://medicinadoquadril.com.br/site/proteses/>.
66. N. authors Listed, "Próteses cimentadas". [Online] [Citação: 8 de Junho de 2019.]. Available from: <https://www.oquadril.com.br/proteses-cimentadas/>.
67. N. authors Listed, "Próteses Híbridas". [Online] [Citação: 8 de Junho de 2019.]. Available from: <https://www.oquadril.com.br/proteses-hibridas/11991989771/>.
68. Joris E. Meinardi, Edward R. Valstar, Paul Van der Voort, Bart L. Kaptein, Marta Fiocco, Rob G.H.H Nelissen. "Palacos compared to Palamed bone cement in total hip replacement: a randomized controlled trial". "Acta Orthopaedica" [Internet]. 2016 [Citação: 03 de Julho de 2019], 87(5): 473-478. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5016905/> DOI: 10.1080/17453674.2016.1199146
69. Spierings, Pieter T.J. "Properties of Bone Cement: Testing and Performance of Bone Cements". In: Steffen Breusch, Henrik Malchau, editor. "The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty" [Internet]. Springer, 2005 [Citação: 02 de Julho de 2019]; 67-68. Available from: <http://eknygos.lsmuni.lt/springer/483/67-78.pdf>
70. Lee, Clive. " Properties of Bone Cement: The mechanical properties of PMMA bone cement". In: Steffen Breusch, Henrik Malchau, editor. "The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty" [Internet]. Springer, 2005 [Citação: 02 de Julho de 2019]; 60-66. Available from: <http://eknygos.lsmuni.lt/springer/483/60-66.pdf>
71. J.F.Orr, Nicholas J. Dunne. "Measurement of Shrinkage Stresses in PMMA Bone Cement". In: M.Lucas, editor. Applied Mechanics and Materials (Vols 1-2) [Internet], 2004. Available from: [https://www.researchgate.net/publication/252551825\\_Measurement\\_of\\_Shrinkage\\_Stresses\\_in\\_PMMA\\_Bone\\_Cement](https://www.researchgate.net/publication/252551825_Measurement_of_Shrinkage_Stresses_in_PMMA_Bone_Cement) DOI: 10.4028/www.scientific.net/AMM.1-2.127
72. Anastasios Lilikakis, Michael P.F.Sutcliffe. "The effect of vancomycin addition to the compression strength of antibiotic-loaded bone cements". "International Orthopaedics" [Internet]. 2009 [Citação: 02 de Julho de 2019]; 33(3): 815-819. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2903084/> DOI: 10.1007/s00264-008-0521-3
73. Priyanka Srinivasan, Mark A. Miller, Nico Verdonschot, Kenneth A. Mann, Dennis Janssen. "Strain shielding in trabecular bone at the tibial cement-bone interface". "Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials" [Internet]. 2017 [Citação: 02 de Julho de 2019]; 66: 181-186. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27889526> DOI: 10.1016/j.jmbbm.2016.11.006
74. Kenneth A. Mann, Donald L. Bartel, Timothy M. Wright, Anthony R. Ingraffea. "Mechanical Characteristics of the stem-cement interface". " Journal of Orthopaedic Research" [Internet] . 1991 [Citação: 02 de Julho de 2019]; 9(6): 798-808. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jor.1100090605> DOI: 10.1002/jor.1100090605
75. Sawbones. *Biomechanical Test Materials*.
76. N. authors Listed, "Total Joint Arthroplasty". "OrthoInfo". [Online] [Citação: 07 de Junho de 2019.] Available from: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-joint-replacement/>.

